

**MATERIALPRÜFVERSUCHE AN SILIKON-ENDOPROTHESEN ZUR
RESEKTIONSARTHROPLASTIK DER FINGERGELENKE**

Wolfgang Mangstl

*Duss
München
1985*

Aus der Chirurgischen Klinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. L. Schweiberer

Materialprüfversuche an Silikon-Endoprothesen zur
Resektionsarthroplastik der Fingergelenke

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
an der Ludwig-Maximilians-Universität-München

vorgelegt von:
Wolfgang Mangstl

aus:
Passau

1984

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Dr. C. Feldmeier
Mitberichterstatter: Prof. Dr. L. Schweiberer
Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung:

25. Juli 1985

Gewidmet all denen, die mich bei meinem Studium unterstützt haben



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Inhaltsverzeichnis

	Seite
I. Einleitung	3
I.1. Geschichte und Entwicklung von flexiblen Implantaten	3
I.2. Geschichte und Chemie der Silikone	8
I.3. Entwicklung von Fingergelenksprothesen und Erprobung ihrer mechanischen Eigenschaften	13
II. Problemstellung	16
III. Methoden zur Versuchsdurchführung	19
III.1. Halterung der Prothesen	19
III.2. Die Meßvorrichtung	24
III.3. Der Quellungsversuch	36
III.4. Der Elastizitätsversuch	37
III.5. Der Abriebsversuch	39
IV. Versuchsdurchführung und Ergebnisse	53
IV.1. Der Quellungsversuch	53
IV.2. Der Elastizitätsversuch	84
IV.3. Der Abriebsversuch	91
V. Auswertung und Diskussion der Ergebnisse	110
V.1. Der Quellungsversuch	110
V.2. Der Elastizitätsversuch	113
V.3. Der Abriebsversuch	117
VI. Zusammenfassung	121
VII. Literaturverzeichnis	122

I. Einleitung

I.1. Geschichte und Entwicklung von flexiblen Implantaten

Die Wiederherstellung der Funktion von instabilen, steifen oder dislozierten Gelenken war und wird eines der anspruchvollsten und schwierigsten Probleme der rekonstruktiven Chirurgie darstellen. Die Ursachen dieser Beschwerden sind Arthritis, Traumata und Infektionen. Der erste historisch dokumentierte Eingriff wurde im 16. Jahrhundert von Ambroise Paré (28) durchgeführt, und bestand in der Resektion der befallenen Weichgewebe und des benachbarten Knochens, in der Hoffnung, die Amputation einer ganzen Gliedmaße aufgrund einer unheilbaren Gelenkinfektion zu vermeiden.

Dieser verzweifelte Eingriff ist gleichsam der Urahn der gesamten nachfolgenden gelenksrekonstruktiven Chirurgie und der orthopädischen Chirurgie des 18. Jahrhunderts.

Die Methode der Resektionsarthroplastik wurde in Europa im frühen 19. Jahrhundert bekannt.

Mit der Einführung der Anästhesie wurde die chirurgische Exzision vervollständigt und verfeinert, und das Prinzip der Wiederherstellung der Gelenksfunktion durch Resektion mit postoperativer passiver und aktiver Bewegung in dem Bestreben, eine Pseudarthrose zu erreichen, wurde weiterentwickelt. Besondere Aufmerksamkeit wurde aufgewandt, um die Entstehung einer Ankylose zu verhindern. Die Arthroplastik oder Gelenksrekonstruktion war eine logische Weiterentwicklung der Resektion.

Durch Einbringen eines Puffers zwischen die wiederhergestellten Gelenkoberflächen wurde versucht, die Knochenverwachsung zu verhindern. Die Verwendung von adipösem Gewebe hierzu wurde bald aufgegeben, da es zu schnell resorbiert wurde.

Vor 1900 setzten mehrerer Chirurgen in Amerika, England und Europa Materialien ein wie Holz, dünne Metallplatten aus Gold, Silber, Zink, Zinn und Magnesium, Synthetiks wie Zelluloid, Gummischeiben und Kollodium und heterogene Substanzen wie Schweineblase.

John B. Murphy (26) aus Chicago leistete einen wertvollen Beitrag, als er bemerkte, daß Faszie eine ausgezeichnete Zwischenmembran zur Arthroplastik darstellte, insofern, als daß Faszie nicht leicht resorbiert wird. Die Verwendung von Faszie zur Gelenksrekonstruktion wurde beliebt, da sie die unvorhersehbaren Auswirkungen heteroplastischer und irritierender synthetischer Einschlüsse in lebendem Gewebe beseitigte.

Die orthopädischen Chirurgen des frühen 20. Jahrhunderts verfeinerten abermals die Techniken der Resektionsarthroplastik und dehnten ihre Anwendung auf die Behandlung der meisten Gelenke der oberen und unteren Extremität aus. Smith-Peterson aus Boston (37) verwandte synthetische Materialien wie Glas, Viskaloid und Bakelit zur Interposition bei der Hüftgelenksarthroplastik. Nach der Einführung implantierbarer Metalle in der Fraktur Chirurgie experimentierte er mit der nicht-eisenhaltigen Legierung Vitallium.

In den letzten 25 Jahren wurden große Fortschritte gemacht in der Behandlung von arthritischen und zerstörten Gelenken der Hand, insbesondere der rheumatoiden arthritischen Deformationen. Die Anstrengungen haben sich dabei besonders auf das Metacarpophalangealgelenk konzentriert. Fowler und Riordan (16) haben 1958, Vainio (47) 1959 und Tupper (46) 1969 über erfolgreiche Resektionsarthroplastiktechniken berichtet. Sie exzidierten das Metacarpalköpfchen und versuchten, die Korrektur der Deformität durch Weichgewebschirurgie zu vervollständigen, so durch Extensorsehnen- oder Gelenkskapseltenodese oder Interposition.

Wichtige Bedingungen für eine erfolgreiche Resektionsarthroplastik der Hand sind die Erhaltung des Gelenkzwischenraumes und der Gelenkeinstellung. Oft wird eine längere postoperative Fixation und Unterstützung verlangt; ein zu ausdauernder Einsatz wird jedoch die angestrebte Bewegungsfreiheit beeinträchtigen. In einer beträchtlichen Anzahl dieser Fälle verengt sich der Gelenkzwischenraum allmählich, es kann zur Versteifung und Subluxation kommen. Die trotzdem erreichten außergewöhnlich guten Resultate sind auf die Entwicklung einer unterstützenden fibrösen Gelenkkapsel zurückzuführen, die sich während der Zeit entwickelt, während der eine überwachte Bewegungsfreiheit gewährt wird. Bei der Fingergelenksarthroplastik ist es schwierig, einen angemessenen Grad von Flexion-Extension, Lateralbewegung und Reduktion der dorso-palmaren Subluxation zu erreichen; zur Erlangung eines guten Ergebnisses ist dies aber notwendig. Die prognostisch schwer abwägbaren Ergebnisse der einfachen Resektionsarthroplastik bei der Fingergelenksrekonstruktion stellen eine stete Herausforderung zur Weiterentwicklung dar.

Die Entwicklung neuer Werkstoffe in der Implantologie hat den Forschern immer neue Hilfsmittel in die Hand gegeben. Trotz des Erfolges des totalen Gelenkersatzes bleibt jedoch, außer dem Problem der Stabilität, das Problem des Überganges von menschlichem Gewebe zu künstlichem Werkstoff. Diese Trennlinie wird immer bestehen bleiben, und ein Ersatz kann immer nur so erfolgreich sein, wie er biomechanisch und biologisch von menschlichem Gewebe toleriert wird, und, erfüllt er diese Bedingungen, so muß er natürlich, und dies mag als *conditio sine qua non* gelten, von seinen werkstoffkundlichen Eigenschaften her seiner Beanspruchung gewachsen sein.

Klein (23) beschäftigte sich 1958, zusammen mit Brannon (6) 1959, und Flatt (15) ein weiteres Jahr später mit der Entwicklung von Metallscharnierimplantaten zum Fingergelenkersatz. Dieses

Prinzip erlaubte lediglich Flexion und Extension und schränkte somit die physiologische Beweglichkeit des Metacarpophalangealgelenks ein. Weitere Versuche mit metallischem Gelenkersatz machte Burman (8) 1940 .

Die Methoden des partiellen oder totalen Gelenkersatzes mit Metall konnten sich jedoch nicht durchsetzen, da in vielen Fällen die anfänglich guten Ergebnisse durch Knochenresorption und metallische Korrosion wieder zunichte gemacht wurden. Trotzdem bleibt das Prinzip des prothetischen Ersatzes hervorragend, da es durch Stabilität und frühe Mobilität klare Vorteile gegenüber der einfachen Resektionsarthroplastik oder gar der Versteifung

Ein neuer Abschnitt in der Gelenksrekonstruktion begann mit der Einführung von geeigneten synthetischen Polymeren. White (12) verwandte einen Silikonschwamm und eine Silikonrolle zur Interposition bei der Resektionsarthroplastik, Bäckdahl (2) entwickelte 1966 ein Teflonscharnierimplantat zum Fingergelenkersatz.

Seit dem Jahr 1953 stehen sogenannte "medical-grade" - Silikone als Implantatwerkstoff zur Verfügung. Der Ausdruck "medical-grade" entstammt dem englischen Sprachgebrauch und ist direkt nicht übersetzbar, kann jedoch mit "implantierbar" interpretiert werden.

Swanson (39) berichtet 1966 über ein flexibles Silikon-Fingergelenksimplantat, das intramedullär verankert ist, Niebauer (27) beschreibt 1968 die Verwendung eines silikonüberzogenen Dacron-Scharnieres und Calnan und Reis (9) 1968 ihre Erfahrungen mit einem beweglichen Polypropylengelenk.

Feldmeier (14) berichtet 1983 über den Ersatz der distalen Radiusgelenkfläche mit Silikon-Kautschuk, wobei die Prothese medullär verankert war und über weitere Implantationen von

Silikon-Prothesen an Tieren und Patienten.

Der Nutzen der Verwendung von Implantaten zur Verbesserung der Prognose von Resektionsarthroplastiken der Hand hat sich mittlerweile erwiesen. Vormalis nichtwiedergutzumachende Leiden können auf diese Art zumindest erheblich gelindert werden.

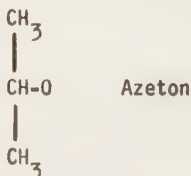
1.2. Geschichte und Chemie der Silikone

Silikon-Kautschuk ist ein Werkstoff aus der Familie der Silikone. Silikone sind synthetisch hergestellte, polymere Verbindungen, in denen Kohlenwasserstoffreste, meist Methylgruppen, mit Siliziumatomen über Sauerstoffbrücken verbunden, lange Ketten-, Blatt- oder Raumstrukturen bilden. In der Natur kommt Silikon weder als freies Element noch in Verbindung mit organischen Radikalen vor.

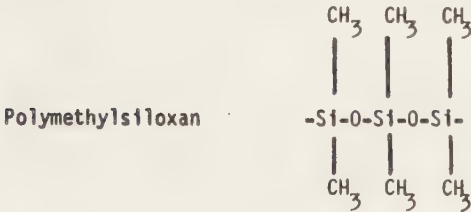
Die ersten Untersuchungen in dieser Richtung wurden im Jahr 1890 von Professor Kipping an der Universität Nottingham, England durchgeführt, während eine weltweite Herstellung erst in den 30er Jahren unseres Jahrhunderts einsetzte. Im Jahre 1959 entstand ein Gummi-Elastomer, das sog. Silastik, entwickelt vom Dow-Corning-Center, für die medizinische Forschung zur Verfügung.

Durch die Möglichkeit des Austausches von Kohlenstoff gegen Silizium in vielen organischen Verbindungen kann das chemisch inerte Verhalten von Quarz mit der Dehnbarkeit und Verformbarkeit von Gummi vereinigt werden (5).

Strukturell läßt sich eine Ähnlichkeit der Silikone mit den Ketonen erkennen:



Suktur eines linearen Methyl-Silikons:



Man gewinnt die Silikone meist im sog. Rochow-Prozeß (34). Dabei wird Quarzit-Gestein, das aus nahezu reinem Siliziumdioxid (SiO_2) besteht, mit Kohle im elektrischen Ofen erhitzt, um elementares Silizium zu gewinnen. Bei großer Hitze bindet sich der Kohlenstoff an den Sauerstoff des Siliziumdioxids, zurück bleibt elementares Silizium, eine harte kristalline Masse.



Das elementare Silizium weist einen Reinheitsgrad von über 90% auf, und wird zur weiteren Reinigung oder chemischen Verarbeitung zu einem feinen Pulver zermahlen. Das pulverisierte Silizium reagiert mit Methylchlorid unter der Einwirkung eines Kupfer-Katalysators zu Dimethylchlorsilan, außerdem entstehen kleine Mengen anderer Chlorsilane. Chlorsilane können aus der Reaktion von Siliziumtetrachlorid mit Grignard'schen Reagentien gewonnen werden. Die verschiedenen Chlorsilane werden mittels fraktionierter Destillation abgetrennt, bei der anschließenden Hydrolyse entstehen Polysiloxane, die molekularen Bestandteile der meisten Silikon-Öle, -Harze und -Gummiarten.

Durch Polymerisation bzw. Kondensation und durch Hinzufügen verschiedener organischer Gruppen lassen sich verschiedene Silikone herstellen, die Ketten werden durch Vulkanisierung vernetzt, wobei der Ausdruck für den Vorgang der Vernetzung steht, ganz unabhängig davon, ob dazu Hitze nötig ist oder nicht.

Mit zunehmender Kettenlänge verhaken sich die Moleküle ineinander, die Viskosität steigt.

Füllstoffe verleihen zusätzlich Härte, verschiedene Additive geben Farbe, dienen als Weichmacher, schützen vor Oxidation und bewirken Hitzestabilität, während Vulkanisiermittel die plastische Grundmasse in den stabilen Gummi überführen.

Silikon-Gummis zur Verwendung in der Medizin enthalten keine Additive. Im Gegensatz zu den meisten organischen Gummiarten verflüchtigt sich das Vulkanisiermittel, nachdem es die Vernetzung bewirkt hat, während Schwefel, das Vulkanisiermittel der organischen Gummis, mit eingebunden wird.

Bei den sog. "medical-grade"-Silikonen unterscheidet man hitzevulkanisierende Silikone (HVS) von raumtemperaturvulkanisierenden (RVS). RVS können durch Zugabe eines Katalysators vernetzen, andere durch Aufnahme von Wasser, wobei die Luftfeuchtigkeit bereits ausreicht.

Als Füllstoffe dienen Siliziumdioxid-Partikel. Durch sie bekommt der Silikon-Gummi die nötige Stabilität, wobei die Menge des Füllers maßgeblich ist für die Härte des Werkstoffs. Die Vernetzung des Silikons wird durch den Füllstoff nicht gestört, vielmehr lagert sich dieser in die Zwischenräume des bei der Vernetzung entstehenden Gitterwerks ein.

Bei den raumtemperaturvulkanisierenden Silikonen hat sich gezeigt, daß die Verwendung von verschiedenen Katalysatoren bei derselben Substanz zu schweren Gewebsreaktionen führen kann, was die Notwendigkeit der Einführung eines Begriffes wie "medical-grade" deutlich vor Augen führt.

Die Silikone, die das Qualitätssiegel "medical-grade" tragen, müssen drei Voraussetzungen erfüllen (5):

- (1) Eine lange Geschichte erfolgreicher Implantationen bei Tier und Mensch
- (2) Herstellung unter pharmazeutisch einwandfreien Bedingungen
- (3) Qualitätskontrollen für medizinische Anwendungen

Untersuchungen bzgl. der Toxizität ergaben keine toxische Wirkung der Silikone bei verschiedensten Arten der Einbringung in den Organismus (35, 11, 17, 29, 31, 30); allenfalls eine Embolie durch intravasale Injektion führte zu einer letalen Wirkung (19).

Von verschiedenen Autoren wurde die granulationsfördernde Wirkung der Silikone beschrieben (44, 22, 21, 38, 7, 3, 10, 52).

Die Implantation von Silikon-Prothesen führt zur Kapselbildung (40, 36, 48, 32, 1, 49, 33, 4, 13, 24, 50, 51, 20, 18). Diese Kapsel trennt das Implantat vom umgebenden Gewebe, wobei die Kapseldicke je nach Hämatombildung und mechanischer Beeinflussung des umliegenden Bindegewebes individuell variiert. Im Falle der Fingergelenksarthroplastik unterstützt diese Bindegewebskapsel die Stabilisierung des Gelenks.

Beim Einsatz von Silikon-Implantaten in der Arthroplastik ergaben sich als Komplikationen Implantatbruch und spezifische Bindegewebsreaktionen auf Implantatpartikel. Swanson et al. (41) fanden bei 4000 nachuntersuchten Patienten 3 Lymphknotenvergrößerungen. Die Untersuchung ergab, daß das Silikon nicht biologisch abbaubar ist, und die Abriebspartikel folgende Gewebsreaktionen hervorrufen können:

- keine Gewebsreaktion
- Entstehung von fibrösem Gewebe ohne Zellinfiltration
- Fremdkörperriesenzellreaktion, insbesondere in Verbindung mit Entzündungen anderer Ursache.

Silikon-Gummi ist druckstabil und extrem dehnbar. Solange keine äußeren Defekte vorliegen, läßt sich Silikon-Gummi auf mehr als 400% der Ausgangslänge dehnen, um anschließend wieder zu ihr zurückzukehren. Dieser Bereich wird auch als "Hook'scher Bereich" bezeichnet, die Rückstelleigenschaft als "elastisches Gedächtnis".

Eine vorhandene Kerbe weitet sich bei Dehnung des Materials aus (= flaw propagation). Ist die Oberfläche jedoch unversehrt, und bleibt die Dehnung innerhalb der durch den Hook'schen Bereich gesteckten Grenzen, so läßt sich das Material beliebig oft dehnen und komprimieren, ohne daß ein Bruch zu erwarten wäre.

1.3. Entwicklung von Fingergelenksprothesen aus Silikon- Kautschuk und Erprobung ihrer mechanischen Eigenschaften

Anfang der 60er Jahre führte Swanson Silikon-Kautschuk-Implantate in die orthopädische Chirurgie ein. In dem Bestreben, den Gelenkspalt nach einer Resektionsarthroplastik aufrechtzuerhalten, entwickelte er, nachdem er ein einseitig intramedullär verankertes Implantat erwogen hatte, ein zweiseitig intramedullär verankertes Implantat. Tillmann stellte ein einseitig intramedullär verankertes Implantat vor.

Allgemein sollte ein Fingergelenksimplantat einer Anzahl von ganz bestimmten Forderungen genügen (41):

- nach der Operation sollte die Anordnung des Gelenks in allen Ebenen der ursprünglichen entsprechen
- der Gelenkspalt muß aufrechterhalten bleiben
- die Ausbildung einer Gelenkkapsel ist wünschenswert; das Implantat soll die Ausbildung einer solchen anregen und als Führung dienen
- das Material muß biologisch toleriert werden
- lange Lebensdauer des Implantates
- das Implantat muß dem Gelenk erlauben, seine eigene Drehachse zu finden und darf dabei nicht hinderlich sein
- das Implantat muß in geeigneten Größen vorliegen

Um all diesen Forderungen gerecht zu werden, galt es

- a) ein geeignetes Material zu finden
- b) dieses Material entsprechend zu verarbeiten, was Form und Haltbarkeit anbelangt.

Mit der fortschreitenden Entwicklung der Silikone lag es nahe, diesen Werkstoff einzusetzen.

Studien an Leichen und an Patienten, die sich einer Resektionsarthroplastik unterzogen, führten zur Entwicklung der ersten

Entwürfe. Weitere Studien, wie die von Röntgenaufnahmen, führten schließlich zur Herstellung der ersten verwendbaren Implantate.

Nachdem die Paßform erstellt war, mußte die Haltbarkeit der Implantate in der gefundenen Form untersucht werden.

Die mechanische Belastbarkeit von Silikon-Prothesen wurde von Talcott et al. (45) sowie Swanson und Lebean (42) in umfangreichen Materialprüfungsversuchen getestet. Das Material wurde dabei unter verschiedenen Bedingungen, wie Kompression, Kompression bei gleichzeitiger Vertikalbewegung, Flexion-Extension, Untersuchung der Reißfestigkeit und Verhalten nach mechanischer Vorschädigung (Kerbung) untersucht.

Swanson (41) testete sein mittels zwei intramedullären Schäften verankertes Implantat auf verschiedenen Maschinen auf Bruchfestigkeit. Bei einer 90-Grad-Beugung des Implantates und einer Laufgeschwindigkeit von bis zu 1.350 Flexionen/Minute erreichte das Implantat eine Beugungszahl von bis zu 600 Millionen bei einem Dauerbetrieb der Maschine von 45 Wochen, ohne daß Materialveränderungen zu beobachten gewesen wären. Swanson führte seine Testserien unter trockenen Bedingungen durch.

Die Untersuchung der Ausdehnung einer standardisierten Kerbe des Mittelteils einer Fingergelenkspothese ergaben bei Verwendung von H.P.-Material (High Performance) nach 9 Millionen Flexionen zwar eine Vergrößerung der Kerbe ("flaw-propagation"), jedoch ohne Durchtrennung des vorgeschädigten Areals. Konventionelles Medical-Grade-Silikon brach bereits nach ca. 90.000 Flexionen.

Die Reißfestigkeit des Materials betrug bei verschiedenen Prüfungen 403 kg/cm^2 .

Feldmeier (14) führte Abriebversuche mit Gelenkknorpel gegen Silikon-Kautschuk in speziellen Lösungen durch. Zum ersten mal

wurden nicht nur mechanische Belastbarkeit und Biokompatibilität untersucht, sondern der Abrieb eines einseitig intramedullär verankerten Implantates bei Artikulation gegen Gelenkknorpel betrachtet. Der Artikulationsmodus war dabei kombiniert rotatorisch-flektorisches. Auch die Verwendung von verschiedenen Nährlösungen, deren Basissubstrat jeweils menschliches Blutplasma darstellte, war innovativ und wies den Weg von rein werkstoffkundlichen Materialprüfungen hin zu Versuchen, die sich an der späteren tatsächlichen Verwendung des Testobjektes orientieren. Nach Versuchsende zeigten sich in Abhängigkeit vom gleitmittelbedingten Reibungskoeffizienten rasterelektronenoptisch darstellbare Rillenstrukturen als Zeichen des erfolgten Abriebs.

II. Problemstellung

Die Qualität eines Werkstoffes läßt sich je nach Fragestellung auf verschiedene Art und Weise prüfen.

Eine Anzahl von Maschinen wurde zu Verschleißuntersuchungen von Werkstoffen für den totalen Gelenkersatz verwandt (43):

- bei Pin-on-disc-Maschinen wird ein dünner Stab auf die ebene Oberfläche einer rotierenden Kreisscheibe gedrückt (Abb. 1a);
- bei Block-on-disc-Maschinen wird ein belasteter Block gegen die gekrümmte Oberfläche einer oszillierenden Scheibe gepreßt (Abb. 1b);
- bei Disc-on-disc-Maschinen wird eine rotierende Scheibe mit einer gekrümmten Oberfläche gegen die ebene Oberfläche einer feststehenden Scheibe gedrückt (Abb. 1c);
- bei Annulus-on-disc-Maschinen wird ein oszillierender Ring mit seiner ebenen Oberfläche auf die ebene Oberfläche einer feststehenden Scheibe gedrückt (Abb. 1d).

Als Parameter kann man bei diesen Maschinen Flächenpressung und Gleitgeschwindigkeit variieren.

Von verschiedenen Autoren wurde das für Silikon-Prothesen verwendete Material unter anderen Bedingungen wie Kompression, Kompression bei gleichzeitiger Vertikalbewegung, Flexion-Extension, auf Reißfestigkeit und Verhalten nach mechanischer Vorschädigung untersucht.

Die von Swanson (41) verwendete Maschine führte Flexionsbewegungen unter trockenen Bedingungen durch, Feldmeier (14) führte als erster einen Synovialflüssigkeitersatz in die Testreihe ein.

In den bisherigen Veröffentlichungen wurde auf folgende Eigenschaften von Silikon-Implantaten eingegangen:

- Biokompatibilität

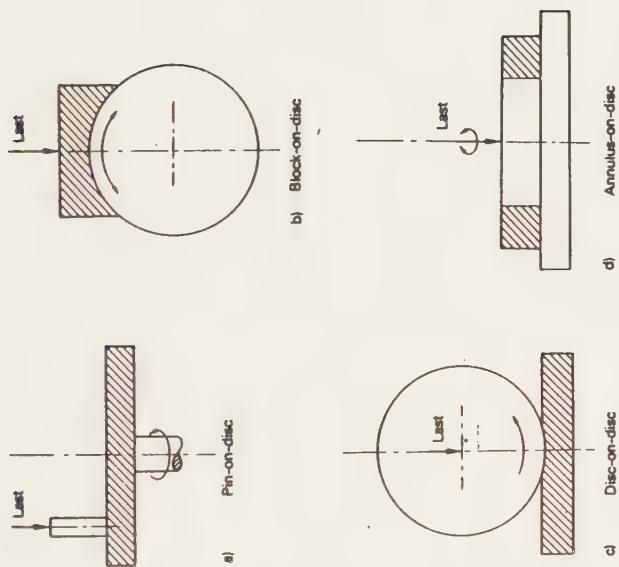


Abbildung 1: Maschinen für Materialprüfversuche

- mechanische Belastbarkeit bis zum Bruch
- qualitatives Abriebsverhalten unter Verwendung von Synovialflüssigkeitsersatz als Schmiermittel.

In der vorliegenden Arbeit soll untersucht werden das quantitative Abriebsverhalten von Silikon-Implantaten. Dabei soll darauf geachtet werden, daß

- das Testverfahren sich möglichst an den Bedingungen orientiert, denen die Prothese nach Implantation ausgesetzt ist;
- die besonderen werkstoffkundlichen Eigenschaften von Silikon-Kautschuk berücksichtigt werden.

Es stellen sich die Fragen:

1. Wie verhält sich Silikon-Kautschuk, wenn er in ein Milieu eingebracht wird, das dem nach Implantation weitgehend entspricht, bezüglich der verschiedenen Polymeren eigenen Fähigkeit, Lipide zu absorbieren, und führt dies zu einer Schwellung des Implantates, wie sie in ähnlicher Form bei künstlichen Herzklappen bekannt ist?
2. Werden die elastischen Fähigkeiten von Silikon-Kautschuk-Prothesen durch wiederholte Kompression beeinflußt?
Ist dies der Fall, spielt dann die Geschwindigkeit der Kompression eine Rolle?
3. Welchen Abrieb zeigen Silikon-Kautschuk-Fingergelenk-Prothesen bei Artikulation gegen Knochen in einem Gleitmedium, dessen Schmiereigenschaften in etwa denen von Synovialflüssigkeit entsprechen?

III. Methoden zur Versuchsdurchführung

III.1. Halterung der Prothesen

Der Versuchsaufbau mußte dem Rechnung tragen, daß die Prothesen - es handelte sich um einseitig intramedullär verankerte Implantate nach Tillmann - bei allen geplanten Untersuchungen in ein und derselben Halterung gefaßt blieben, um unnötige Manipulationen und damit Ungenauigkeiten zu vermeiden.

Dazu wurden die Implantate in zylindrische Metallhülsen mittels Knochenzement (Palacost) eingebettet (Abb.2). Diese zylindrischen Hülsen, die axial in ihrem Boden eine Gewindebohrung besaßen zur Aufnahme einer Schraube, die von innen herausgedreht wurde, und außerdem eine Paßbohrung aufwiesen, in die ein Paßstift eingeführt werden konnte, wurden zunächst mit Knochenzement überfüllt - in diesem Fall Palacost, möglich wäre auch ein beliebiges anderes Polymethacrylsäuremethacrylat gewesen.

Die Hülse wurde in eine Drehbank eingespannt und der Knochenzement auf einen Durchmesser abgedreht, der kleiner als der der Hülse war. Auch die Höhe des Palacost wurde reduziert auf ein Maß, auf das später bei der Beschreibung der Apparatur noch eingegangen werden soll.

Zu jeder der drei Größen, in denen die verwendeten Prothesen lieferbar sind (Abb.3 und Abb.4), gibt es entsprechende diamantbelegte Schleifer (Abb.5), mit denen man der Prothese sowohl in dem Knochen, in dem sie verankert ist, als auch im Knochen, gegen den sie artikuliert, ein Lager schaffen kann, das eine Luxation der Prothese verhindert. Mit dem passenden Schleifer wurde radial zur Hülse ein Prothesenlager geschaffen, der Schleifer dazu bis zu seinem halben Durchmesser in den Kunststoff eingesenkt im rechten Winkel zur Bohrung für den Paßstift.

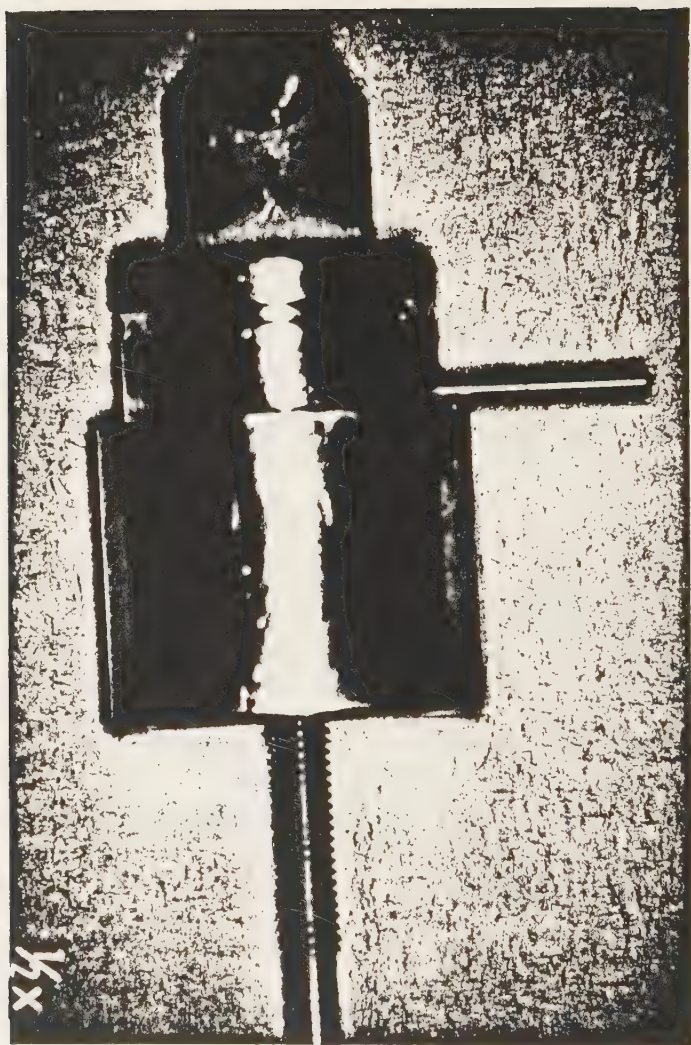


Abbildung 2: Tillmann-Prothese, mit Palacost in Hülse eingebettet

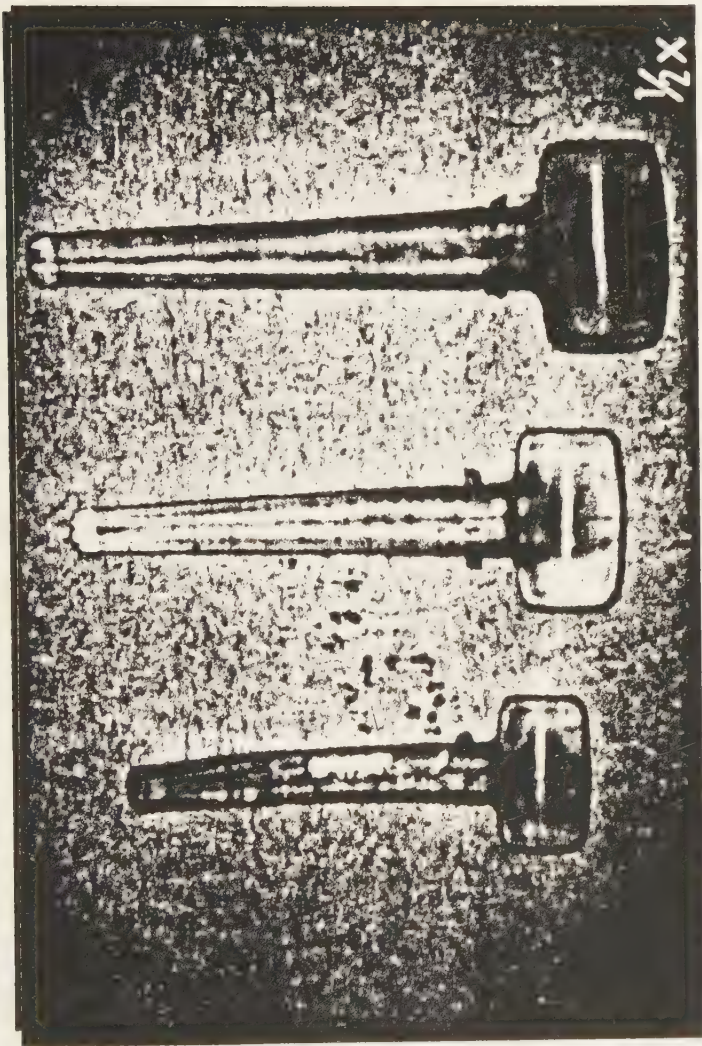


Abbildung 3: Tillmann-Prothesen, 3 Größen, radial zur Rotationsachse

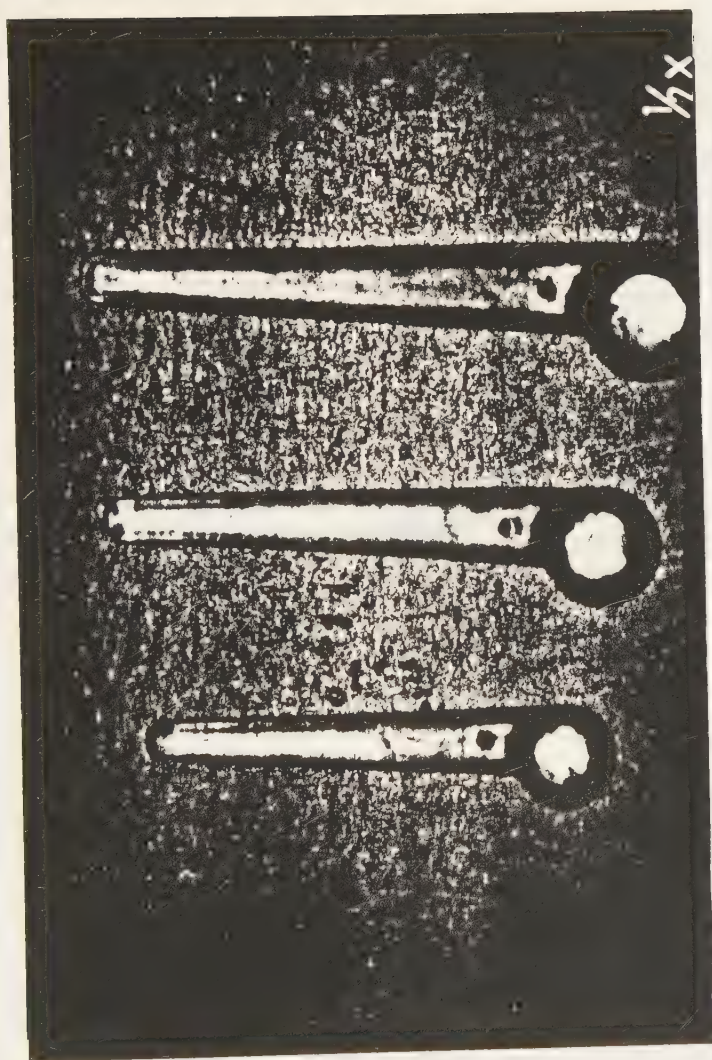


Abbildung 4: Tillmann-Prothesen, 3 Größen, axial zur Rotationsachse



Abbildung 5: Diamantschleifer zur Schaffung des knöchernen
Prothesenlagers und Gegenlagers

Zur Aufnahme des Schaftes der Prothese wurde ein zur Hülseachse paralleles Loch in den Kunststoff gebohrt; dabei war darauf zu achten, daß dieses Loch exzentrisch angebracht wurde, die Notwendigkeit hierzu ergab sich aus der Form der verwendeten Implantate (Abb.4). Die Implantate konnten nun nach ggf. vorgenommener Kürzung ihres Schaftes mit Silikonkleber in die so gefertigte Halterung eingesetzt werden, wobei auf peinliche Sauberhaltung der Prothesenoberfläche zu achten war. Jede Kontamination hätte durch eine feste Verbindung von Kleber und Oberfläche den späteren Versuchsablauf beeinflußt.

Die Prothesen waren nach Abbinden des Silikonklebers sicher gefaßt (Abb.2); die Metallhülse gewährleistete zusammen mit dem Paßstift eine reproduzierbare Halterung der Implantate bei allen Versuchsaufbauten.

III.2. Die Meßvorrichtung

Sowohl zur Durchführung des Versuchs 1. als auch für Versuch 3. war es notwendig, eine Meßvorrichtung zu erstellen, mit der man die Größenveränderungen an den zu untersuchenden Prothesen messen konnte. Bei Versuch 1. war eine Größenveränderung im Sinne einer Quellung zu erwarten, bei Versuch 3. eines Abriebs.

Die Meßvorrichtung mußte zur Messung von Größenveränderungen der verwendeten Implantate geeignet sein und eine hohe Meßgenauigkeit aufweisen, um auch sehr kleine Veränderungen noch zu erfassen.

Die beiden naheliegendsten Methoden zur Bestimmung einer Größenänderung, wie Wiegen des Implantates vor und nach dem Versuch und Messung des Volumens vor und nach dem Versuch durch Eintauchen in Flüssigkeit in einem geeichten Gefäß, schieden aus. Die Gewichtsmethode ist zur Bestimmung einer lipidbedingten Schwellung ungeeignet, und beide Methoden ermöglichten lediglich eine Aussage über den insgesamt erfolgten Materialzuwachs bzw. -verlust. Wie sehr die Prothesenoberfläche an einer bestimmten Stelle belastet und verschlissen wurde, bzw. wenig oder gar nicht beansprucht wurde, darüber ließen obige Meßverfahren keinerlei Rückschlüsse zu. Damit wäre ein Großteil der verwertbaren Information brach liegengeblieben.

Es galt also ein Verfahren zu finden, das eine unmittelbare Messung des Abriebs an der Prothesenoberfläche bzw. an bestimmten Punkten derselben erlaubte. Ließ sich so der Höhenabrieb über die Gelenkfläche bestimmen, war eine Diskussion der geometrischen Veränderungen möglich.

Die Prothesenoberfläche mußte vor und nach dem Versuch vermessen werden. Das eigentliche Problem lag dabei in einer reproduzierbaren Vermessung einer Oberfläche, die in zwei Ebenen mit zwei Radien gekrümmt ist (Abb.3 und Abb.4). Die Lösung

sollte dadurch angestrebt werden, daß nicht alle Punkte der zu untersuchenden Oberfläche vermessen wurden, sondern man sich auf eine Anzahl diskreter Punkte beschränkte, die allerdings mit großer Präzision wiederauffindbar sein mußten und ein auswertbares Ergebnis bzw. Bild der Oberfläche liefern sollten.

Für die in der Hülse mit Knochenzement gefaßte Prothese wurde ein Meßzeughalter entworfen und angefertigt (Abb.6 und Abb.7). Der Meßzeughalter bestand aus einem winkelförmigen Lagerbock zur Aufnahme des Objektträgers (Hülse mit Prothese) in einer passenden Bohrung. Der radiale Paßstift des Objektträgers rastete in eine Führungsnut ein, die axiale Schraube war durch ein Loch im Boden des Meßzeughalters geführt und mittels einer Rändelmutter gekontert. Im senkrechten Teil des Lagerbocks war mittels eines Preßsitzes eine geschliffene Paßwelle befestigt; Objektträger, eingebettete Prothese, Lagerbock und Paßwelle waren so aufeinander abgestimmt, daß die Mittelpunktssachse der Paßwelle zusammenfiel mit der Achse, um die der Artikulationspartner der Prothese bei Bewegung drehte (i.e. die Längsachse des Prothesenköpfchens) (Abb.8 und Abb.9). Daraus erklärt sich auch die bestimmte Höhe, auf die das bei der Implantateinbettung in den Objektträger überfüllte Palacost reduziert werden mußte.

Außerdem war auf dem senkrechten Schenkel des Lagerbocks ein geschliffenes Hartmetallplättchen befestigt (Abb.6, Abb.8, Abb.9, Abb.10, Abb.11). Das Hartmetallplättchen diente als Justierebene.

Der Meßzeughalter konnte mit seiner Paßwelle im Spannfutter eines sog. Teilkopfes (Abb.10 und Abb.11) befestigt werden. Der Teilkopf ermöglichte Drehungen um bis zu ± 360 Grad; die Drehung erfolgte in 3-Grad-Raster-Schritten, die linear zwischengeregelt werden konnten. Die Lager des Teilkopfes waren vorgespannt, damit war es möglich, einen Punkt auf der Grad-Skala aus beiden Richtungen reproduzierbar aufzusuchen. Die Rotationsachse des



Abbildung 6: Meßzeughalter zur Oberflächenvermessung mit
eingesetzter Prothese

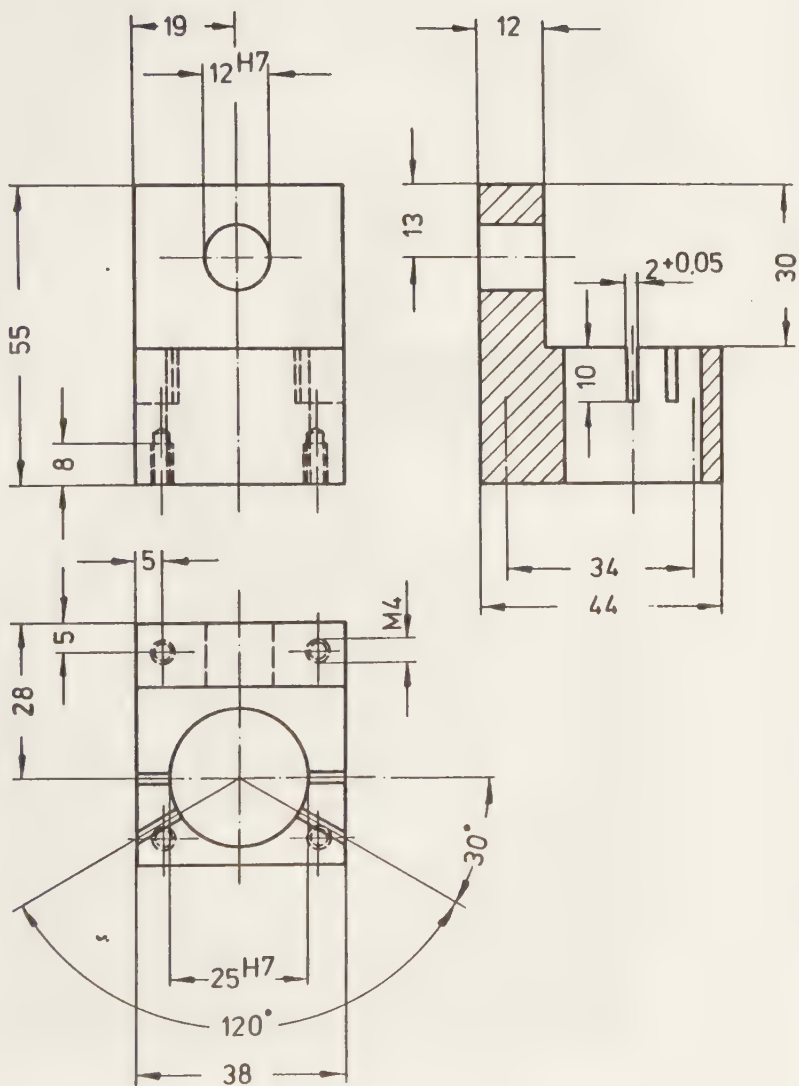


Abbildung 7

Meßzeughalter

Konstruktionszeichnung

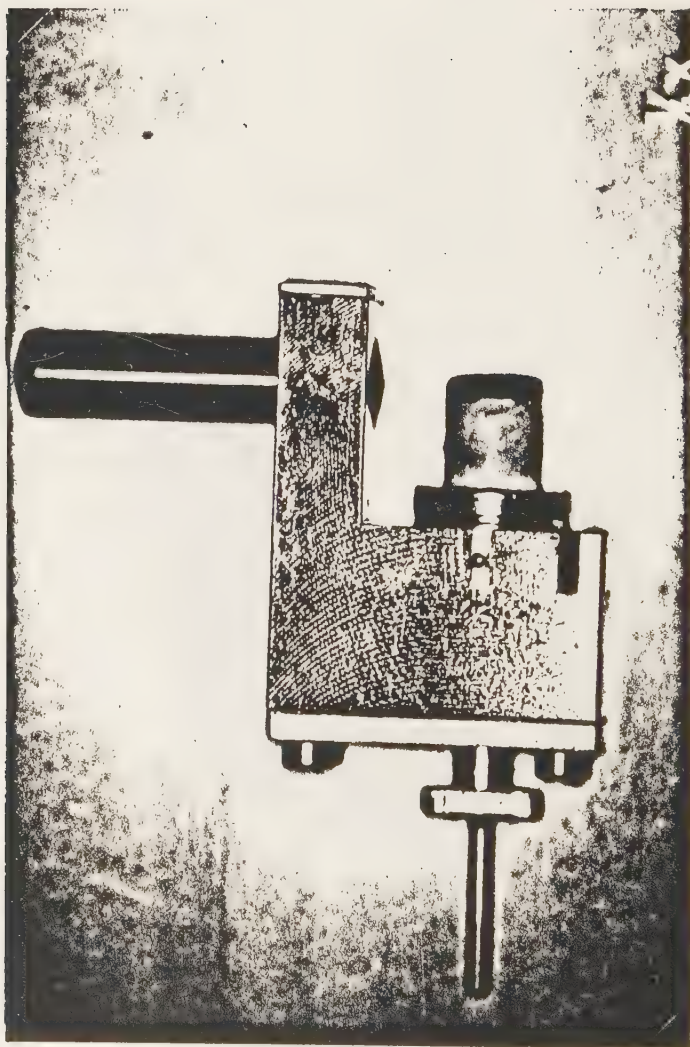


Abbildung 8: Meßzeughalter mit Prothese, Seitenansicht.

Die Mittelpunktsachse der Paßwelle fällt zusammen
mit der Längsachse des Prothesenköpfchens.



Abbildung 9: Meßzeughalter mit Prothese, von oben.

Die Mittelpunktsachse der Paßwelle fällt zusammen
mit der Längsachse des Prothesenköpfchens.

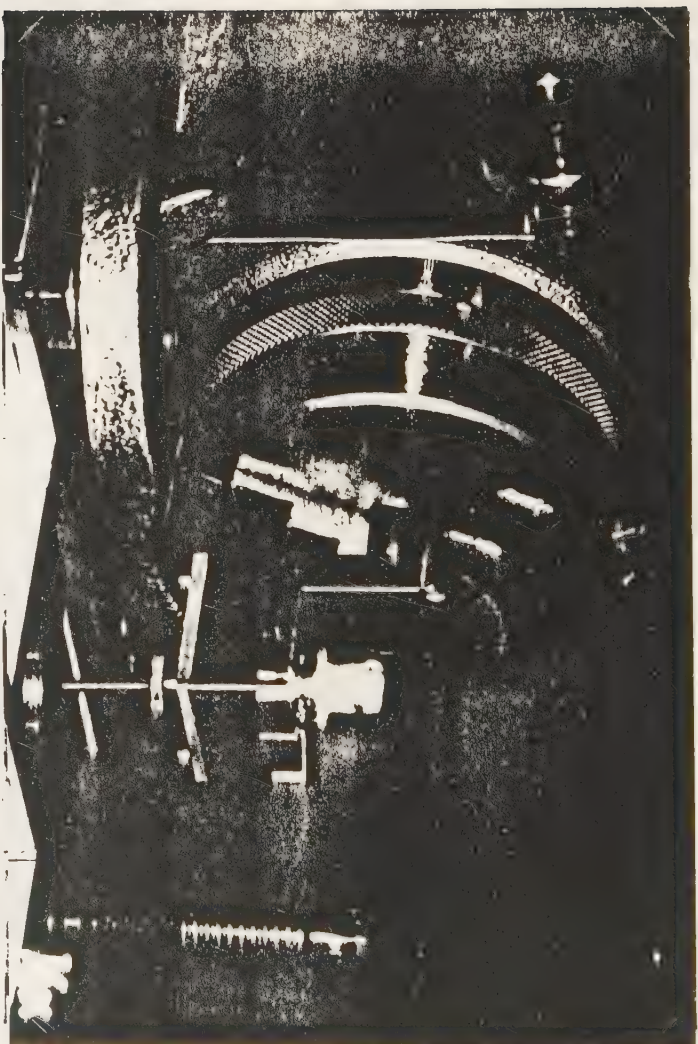


Abbildung 10: Teilkopf mit Meßzeughalter und Prothese. Die Justierebene (Hartmetallplättchen)
ist waagrecht eingestellt.

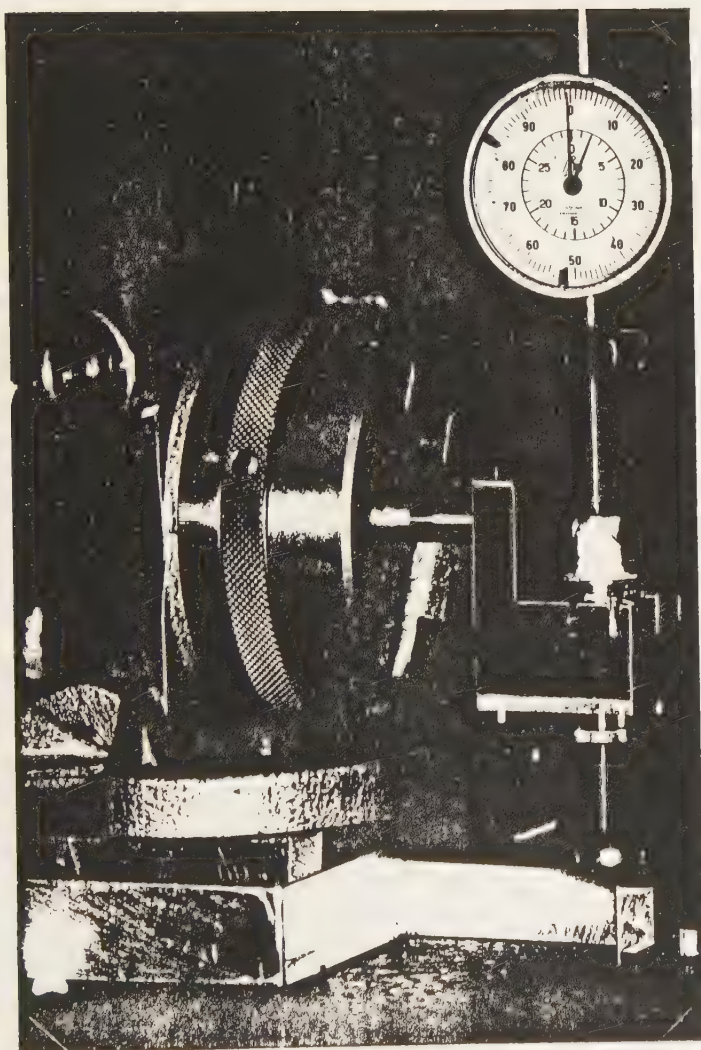


Abbildung 11: Teilkopf mit Meßzeughalter und Prothese. Der Meßfühler der im Messuhrhalter befestigten Messuhr ist auf die Prothese aufgesetzt.

Teilkopfes war in der Ebene senkrecht zur gewählten Messebene - der Horizontalen - verstellbar; sie wurde parallel zu dieser eingestellt. Rotationsachse und Messebene und Justierebene waren somit parallelisiert (Abb.10 und Abb.11).

Aufgestellt wurde der Teilkopf auf der bereits erwähnten Messebene. Hierbei handelte es sich um eine Marmorplatte, auf der der Teilkopf mit Schraubzwingen unverrückbar befestigt war (Abb.10 und Abb.11).

Mit einer Messuhr (1/100 mm-Skala), die in einem Messuhrhalter befestigt war, konnte die Oberfläche des Implantates vermessen werden (Abb.11). Wie bereits angedeutet, sollte nicht die gesamte Oberfläche des Implantates vermessen werden, sondern nur eine bestimmte Anzahl wiederauffindbarer Punkte. Um dies zu erreichen, wurde ein virtuelles Koordinatensystem auf die Implantatoberfläche projiziert. Die Kreuzungspunkte dieses Koordinatensystems sollten die wiederauffindbaren Meßpunkte darstellen. Dazu wurde bei horizontaler Einstellung der Justierebene der Meßfühler der Messuhr auf den höchsten Punkt der Prothesenoberfläche aufgestellt, wobei die vordere Kante des Messuhrhalters parallel zur Vorderkante der Justierebene ausgerichtet war (Abb.11). Eine Einstellung nach dem optischen Eindruck genügte dabei vollkommen, da nicht entscheidend war, wo der Nullpunkt des Koordinatensystems sich befand, sondern wie exakt er wiederauffindbar war. An die Vorderkante des Messuhrhalters wurden hintereinander zwei Hartmetallklötzchen von 6mm und 4mm Breite angelegt, davor wiederum ein Metallanschlag mit Schraubzwingen festgeklemmt, sodaß sich ein Gesamtabstand von 10mm zwischen der Vorderkante des Messuhrhalters und dem Anschlag ergab. Direkt seitlich am Fuß des Messuhrhalters wurde ein Anschlag befestigt, der ein Verrutschen des Halters in dieser Richtung verhinderte. Durch Auswechseln der Hartmetallklötzchen gegen Klötzchen der Breiten 8mm, 6mm, 12mm, 14mm (bzw. 6mm+8mm) konnte der Messuhrhalter samt Messuhr in 2mm-Schritten entlang

seines seitlichen Anschlages vor und zurück bewegt werden. Die eine Dimension des angestrebten Koordinatensystems war damit festgelegt; die andere ergab sich durch Verdrehen des Teilkopfes in 9-(6-)-Grad-Schritten nach den beiden Richtungen bis zum Wert +54 (+48) Grad (Abb.12).

Mit dieser Vorrichtung ließen sich Größenveränderungen der Silikon-Implantate messen in Form von Höhendifferenzen an den Punkten des Koordinatensystems. Diese Höhendifferenzen konnte man zusammenfassen in durchschnittliche Höhenveränderungen an der gesamten Implantatoberfläche oder in Veränderungen in bestimmten Bereichen des Systems (Abb.12), was Rückschlüsse über Zonen von geringerem oder stärkerem Verschleiß erlaubt.

Bei der Durchführung der Messung war weiterhin zu beachten:

- Der Teilkopf mußte sich von Beginn bis Ende des gesamten Versuchs am gleichen Ort in der gleichen Lage befinden.
- Die Raumtemperatur mußte konstant sein.
- Jede Messung begann in der Nullstellung; die Nullstellung war vor Beginn der Messung zu überprüfen, indem mit der Messuhr die Justierebene abgefahren wurde. Es durfte kein Unterschied im Zeigerausschlag zwischen links und rechts sein.
- Die Federspannung der Messuhrnadel hatte bei allen Messungen, die miteinander verglichen wurden, die selbe zu sein, um Fehlergebnisse durch unterschiedliche Kompression des Silikon-Kautschuks zu vermeiden. Dies wurde erreicht durch Aufstellen des Meßfühlers der Messuhr auf die Justierebene; dann wurde die Messuhr anhand der am Messuhrhalter angebrachten Skala um eine definierte Strecke abgesenkt (4mm) und die verdrehbare Messuhrskala anschließend auf Null gestellt.

Die Messung wurde folgendermaßen durchgeführt:

- Die Hartmetallklötzchen der Breite 10mm wurden zwischen Anschlag und Fuß des Messuhrhalters eingelegt, der Messfühler auf die Prothese aufgesetzt, der Skalenwert abgelesen und

	-48°	-42°	-36°	-30°	-24°	-18°	-12°	-6°	0°	6°	12°	18°	24°	30°	36°	42°	48°
--	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
-	x	x	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	x	x
0	x	x	y	y	z	z	z	z	z	z	z	z	z	y	y	x	x
+	x	x	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	x	x
++	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

	-54°	-45°	-36°	-27°	-18°	-9°	0°	9°	18°	27°	36°	45°	54°
--	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
-	x	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	x
0	x	y	z	z	z	z	z	z	z	z	z	y	x
+	x	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	y	x
++	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

Abbildung 12: Tabellen zur Versuchsdurchführung (Oberflächenervermessung).

Aufteilung der Oberfläche in Bereiche: Bereich der x: Außenbereich

Bereich der y: Zwischenbereich

Bereich der z: Mittelbereich

notiert.

- Am Teilkopf wurden nacheinander folgende Auslenkungen eingestellt:

6 , 12 , 18 , ... , 48 , -6 , -12 , -18 , ... , -48 Grad bzw.

9 , 18 , 27 , ... , 54 , -9 , -18 , -27 , ... , -54 Grad.

Die zugehörigen Skalenwerte wurden abgelesen und notiert.

- Rückgang zur Ausgangsposition. Dabei war immer entgegen der soeben gefahrenen Richtung vorzugehen, auf keinen Fall sollte eine Vollrotation der Teilkopfspindel um 360 Grad erfolgen (evtl. Lagerspiel sollte keinen Einfluß auf die Meßwerte bekommen).

- Überprüfung der Rückkehr zur horizontalen Einstellung der Justierebene durch Abfahren mit der Messuhr.

- Einlegen der Hartmetallklötzchen der Breite 8mm.

- Einstellen des Teilkopfes, Ablesen und Notieren der Werte sowie anschließendes Überprüfen der Justierebene wie oben.

- Einlegen der Hartmetallklötzchen der Breite 6mm.

- Vorgehen wie oben.

- Einlegen der Hartmetallklötzchen der Breite 12mm.

- Vorgehen wie oben.

- Einlegen der Hartmetallklötzchen der Breite 14mm.

- Vorgehen wie oben mit abschließender Überprüfung der Rückkehr der Justierebene zur horizontalen Einstellung.

Die Oberfläche des Silikon-Implantates war damit in Form einer Tabelle (Abb.12) erfaßt. Die Werte bei nachfolgenden Messungen konnten dazu in Bezug gebracht werden.

III.3. Der Quellungsversuch

Zur Durchführung des Versuches 1. wurden acht Silikon-Kautschuk-Prothesen nach Tillmann verwendet. Diese Prothesen stehen in drei Größen (Abb.3 und Abb.4) und in drei Härten zur Verfügung. Ausgewählt wurden von der größten Konfektionsgröße drei weiche, zwei mittelharte und drei harte Implantate. Alle acht Prothesen wurden auf die beschriebene Weise mit Palacost in Metallhülsen eingebettet.

Eine Lösung wurde bereitet aus 250 ml menschlichem Blutplasma, aus dem bei einer Temperatur von 55 Grad Celsius für 25 Minuten das Fibrin gefällt und anschließend abfiltriert war, und 100 ml 0,5%iger Agarlösung (H_2O für Injektionszwecke).

Die antibiotische Abdeckung erfolgte mit Penicillin, die antimykotische mit Daktar.

Die Prothesenoberflächen wurden vermessen.

Anschließend wurden die Prothesen in ihren Halterungen kopfüber in Gefäße mit der vorbereiteten Lösung gestellt, sodaß die Implantate gerade eingetaucht waren. Die Gefäße wurden verschlossen und ein Wasserbad von 37 Grad Celsius gestellt. In beliebigen Zeitabständen konnten die Prothesen aus ihrem Bad entnommen, vermessen und wieder zurückgestellt werden.

Bei der Auswertung wurden Zeit und Größenänderung in Bezug zueinander gesetzt.

III.4. Der Elastizitätsversuch

Bei Versuch 2. wurden sechs der vorher in Versuch 1. untersuchten Prothesen verwendet: zwei weiche, zwei mittelharte und zwei harte Implantate. Sie wurden nacheinander in einen Meßzeughalter wie zur Größenvermessung eingesetzt, wobei der Teilkopf nicht auf einer Marmorplatte installiert war, sondern bei waagrechter Ausrichtung seiner Rotationsachse in einer Maschine zur Zug- und Druckprüfung von Baustoffen. Die Justierebene war horizontal eingestellt, der höchste Punkt der Prothesenoberfläche befand sich lotrecht unter einer Druckvorrichtung, als Druckkörper diente eine Hartmetallkugel von 5mm Ø. Der Meßzeughalter mit der Prothese war mit Metallklötzen unterstützt, um eine Verwindung des Versuchsaufbaus in sich zu vermeiden. Die Druckmaschine war an einen Schreiber angeschlossen, der Kraft-Weg-Diagramme aufzeichnete. Die Maschine war so eingestellt, daß nach Aufsetzen der Prüfkugel auf den Prüfkörper (Prothese) die Kugel bis zu einer Strecke von 1,5mm in den Prüfkörper eindrang und dann stoppte. Die Eindringgeschwindigkeit konnte variiert werden, die benötigte Kraft wurde vom Schreiber in Abhängigkeit von der erreichten Eindringtiefe aufgezeichnet.

Jede der sechs Prothesen wurde folgendermaßen untersucht:

- Aufsetzen der Kugel auf den Prüfkörper.
- Kompression mit der Eindringgeschwindigkeit 1mm/min bis zur Eindringtiefe 1,5mm.
- 1 min Pause in Stellung belastet.
- Entlastung mit der Geschwindigkeit 1mm/min.
- 3 min Pause in Stellung entlastet.
- Kompression mit der Eindringgeschwindigkeit 4mm/min bis zur Eindringtiefe 1,5mm.
- 1 min Pause in Stellung belastet.
- Entlastung mit der Geschwindigkeit 4mm/min.
- 3 min Pause in Stellung entlastet.
- Kompression mit der Eindringgeschwindigkeit 2mm/min bis zur

Eindringtiefe 1,5mm.

- 1 min Pause in Stellung belastet.
- Entlastung mit der Geschwindigkeit 2mm/min.
- 3 min Pause in Stellung entlastet.
- Kompression mit der Eindringgeschwindigkeit 1mm/min bis zur Eindringtiefe 1,5mm.
- 1 min Pause in Stellung belastet.
- Entlastung mit der Geschwindigkeit 1mm/min.

Die vom Schreiber aufgezeichneten Kraft-Weg-Diagramme dienen der Versuchsauswertung.

III.5. Der Abriebsversuch

Bei Versuch 3. sollten die Prothesen auf ihren Abrieb bei Artikulation gegen Knochen in einem Gleitmedium untersucht werden. Getestet wurden je zwei Prothesen der Qualitäten hart und weich. Die Vermessungsapparatur war die selbe wie bei Versuch 1. und wurde bereits beschrieben. Zur Erzeugung des Abriebs wurde die von Rogovic-Feist (34a) beschriebene Vorrichtung verwendet. Die nachfolgende Beschreibung soll einen Überblick über Aufbau und Funktion der Anlage bieten.

Die Maschine bestand aus sechs einzelnen Artikulationsvorrichtungen (Abb.13), die mit einer gemeinsamen Grundplatte fest verschraubt waren. Alle Artikulationsvorrichtungen wurden gemeinsam von einem Elektromotor mit der Frequenz 46 rpm angetrieben. Die Wahl dieser Geschwindigkeit erschien wesentlich, da sie auch in vivo erreicht werden kann und somit unabhängig von den Ergebnissen aus Versuch 2. eine unerwünschte Beeinflussung der elastischen Eigenschaften des Silikon-Kautschuks ausgeschlossen werden konnte; vielmehr konnte davon ausgegangen werden, daß, falls doch durch die Belastung eine Beeinflussung der elastischen Eigenschaften erfolgte, diese der Genauigkeit des Ergebnisses nur dienlich sein konnte, entsprach doch die Beeinflussung dann der wie in vivo.

Die einzelnen Artikulationsvorrichtungen bestanden aus zwei gabelförmigen Lagerböcken zur Aufnahme der Artikulationspartner (Abb.13a).

Der untere, mit der Grundplatte verschraubte Lagerbock nahm den konvexen Artikulationspartner auf (Abb.13b), d.h. das knöcherne Widerlager.

Der zweite Lagerbock griff mit seinen gabelförmigen Ausläufern über die des unteren Lagerbocks.

Verbunden wurden die beiden Lagerböcke mit je einem Lagerzapfen an ihren gabelförmigen Schenkeln.

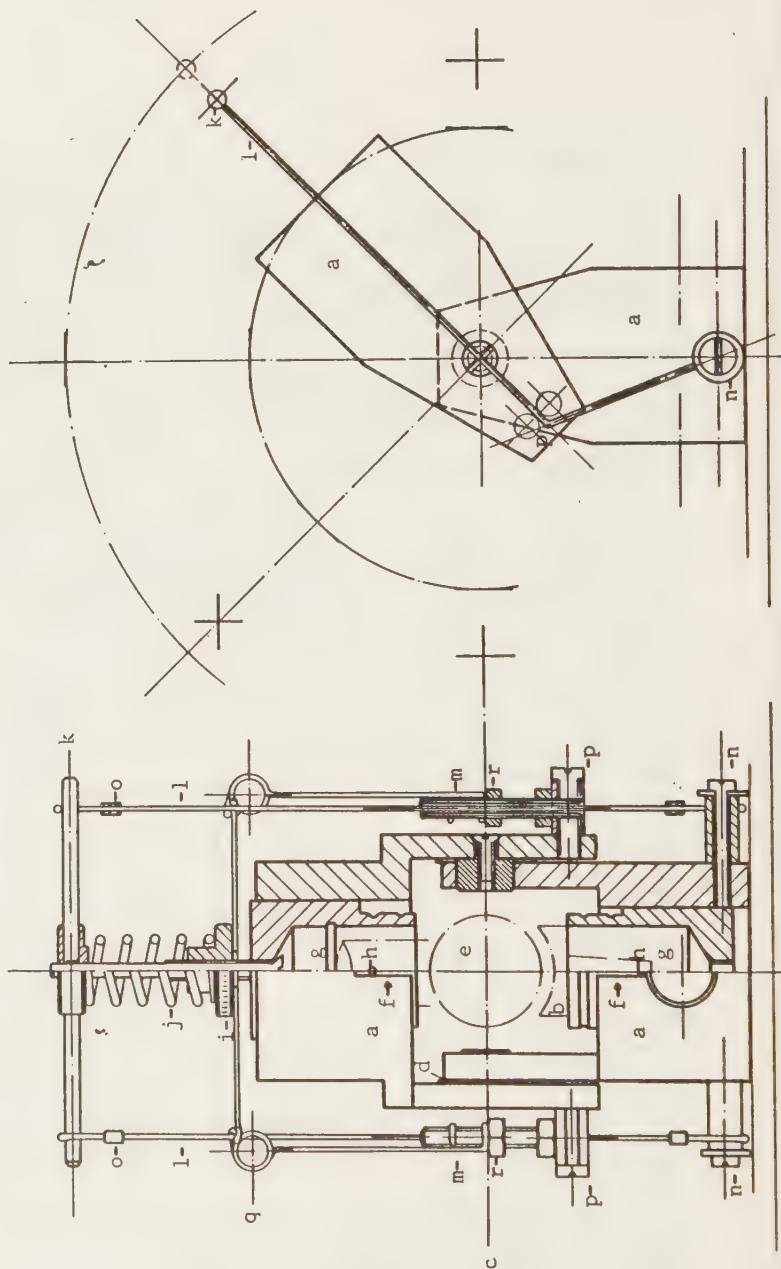


Abbildung 13

Artikulationsvorrichtung

Konstruktionszeichnung

Die genaue Fluchtung der Paßbohrungen (Abb.13c) für die Lagerzapfen war wichtig, um später ein Verkanten zu vermeiden. Um die beiden Artikulationspartner aufnehmen zu können, besaß jeder der beiden Lagerböcke der einzelnen Artikulationsvorrichtungen eine zentrale Bohrung. Die Bohrung des oberen Lagerbocks wies einen um 2mm größeren Durchmesser als die des unteren auf; sie war mit dem zugehörigen Objektträger, i.e. die Metallhülse, in die die Prothese eingebettet war, als Spielpassung gefertigt. Der in den oberen Lagerbock eingesetzte Objektträger konnte deshalb bei nicht genau kongruenten Gelenkflächen nach oben ausweichen. Ohne diese Ausweichmöglichkeit wäre eine Prothese durch den dann auftretenden übermäßigen Druck schnell zerstört worden, auch hätte eine vollkommen starre Positionierung der beiden Artikulationspartner zueinander nicht den natürlichen Gegebenheiten entsprochen. Überdies wurde einer Zerstörung der Prothese durch fehlerhafte Einbettung, bei der Rotationsachse der Artikulationsvorrichtung und Mittelpunkt des Prothesenköpfchens nicht Übereinstimmen, vorgebeugt.

Die untere Bohrung war im Durchmesser um 2mm kleiner gehalten als die obere, um eine problemlose Entnahme des unteren Objektträgers über die Führungsbohrung des oberen Lagerbocks zu gewährleisten.

Als Abstandshalter und zur Reibungsverminderung wurden zwischen die korrespondierenden Schenkel von oberem und unterem Lagerbock Teflonscheiben eingebracht (Abb.13d), die durch die Lagerzapfen am Platz gehalten wurden.

Die Lagerzapfen stellten eine Rotationsachse dar (Abb.13c), um die der obere Lagerbock eine Rotationsbewegung um je 90 Grad aus der Vertikalen heraus ausführen konnte. Diese Rotationsachse schnitt bei in die Maschine eingesetzter Prothese den Prothesenkopf (Abb.13e) ebenso in seinem Mittelpunkt, wie die Drehachse des Teilkopfs dies tat. Auch hier war also der Bezug

zwischen Implantateinbettung (Überfüllen der Hülsen mit Palacost), Oberflächenvermessung und Konstruktionsmerkmalen der Maschine zur Erzeugung des Abriebs wiederhergestellt, der notwendig war, um die eingebetteten Prothesen von einer Vorrichtung in die andere umzusetzen.

Zur Erhöhung der Oberflächenhärte waren sämtliche Lagerböcke schwarz eloxiert.

Der obere Lagerbock jeder einzelnen Artikulationsvorrichtung nahm die eingebettete Prothese (Abb.13e) auf, der untere das ebenfalls in eine Metallhülse eingebettete knöcherne Widerlager (Abb.13b und Abb.14).

Sowohl der obere als auch der untere Lagerbock besaß einen zur Bohrung radialen Einschnitt (Abb.13b) senkrecht zur Rotationsachse. Diese dienten als Führungsnuten zur genauen Repositionierung der Objektträger (Abb.13g) nach Entnahme aus der Artikulationsvorrichtung durch Einsetzen von Paßstiften in entsprechende Bohrungen (Abb.13h) in den Objektträgern.

Die obere, beweglich ausgelegte Hülse wies nach dem Verstiften nur mehr einen Freiheitsgrad in axialer Richtung auf und war gegen unerwünschte rotatorische Bewegungen, die zu einer "Luxation" des künstlichen Gelenks hätten führen können, gesichert.

Weiterhin waren am unteren Lagerbock Gewindebohrungen zur Befestigung der Einzelvorrichtung auf der Grundplatte angebracht, außerdem für eine Klemmschraube zur Fixation des Objektträgers sowie für den unteren Befestigungspunkt der variablen Gelenksanpreßdruckregulierung (siehe später).

Die unterschiedlichen Anforderungen an den oberen (Abb.2) und den unteren Objektträger (Abb.14) bedingten Abweichungen in der Konzeption.

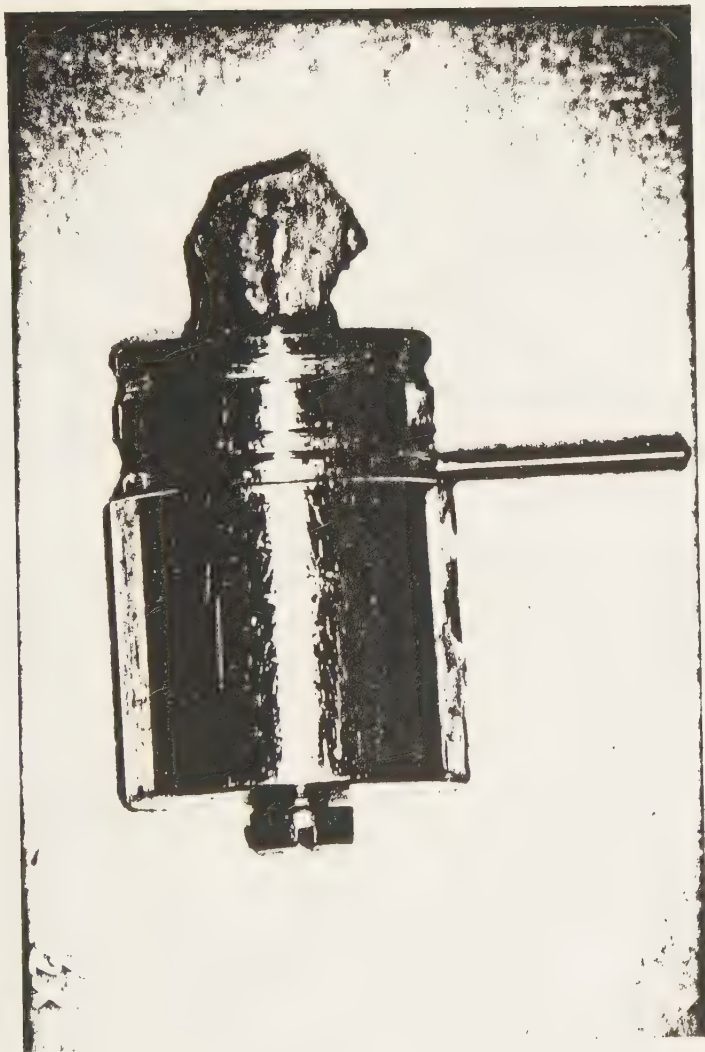


Abbildung 14: Knochenwiderlager, mit Polymethacrylat in
Objektträger eingebettet.

Beiden Hülzen gemeinsam war eine Sackbohrung mit einer Gewindedurchgangsbohrung, ebenso wie ein äußerer Absatz zur Befestigung einer Gummimanschette.

Die Sackbohrung war mit einer Retentionsnut um die gesamte innere Zirkumferenz versehen. Diese war notwendig, um eine Lockerung der Einheit Zement/eingebettete Prothese auszuschließen, da das verwendete Palacost chemisch aus Polymethacrylsäuremethylester besteht und eine Abbindekontraktion aufweist. Ein Herausrutschen der eingebetteten Prothese aus dem Objektträger war durch die Retentionsnut also nicht mehr möglich, ein Verdrehen wurde durch das Einsetzen des Paßstiftes verhindert, dessen Bohrung bis in das Palacost hineinreichte.

In die Gewindedurchgangsbohrung der unteren Hülse konnte von außen eine Flachkopfschraube M4x5 (Abb.14) mehr oder weniger eingedreht und damit die Höhe einjustiert werden, in der sich die Artikulationspartner nach Einsetzen in die Apparatur befanden.

Die Einstellung der Anpreßkraft der Gelenkflächen aufeinander mußte über die obere Hülse, da frei in axialer Richtung beweglich, vermittelt werden. Die Gewindedurchgangsbohrung der oberen Hülse diente dabei der Aufnahme einer regulierbaren Anpreßkraftvorrichtung.

Eine Senkkopfschraube M4x40, die auf ihrer dem Kopf abgewandten Seite auf 3mm Ø abgedreht worden war, wurde von Seiten der Sackbohrung her vollständig in die Hülse eingeschraubt. Der aus der Hülse herausragende, abgedrehte Schraubenanteil diente als Führungsstift der Einrichtung (Abb.2).

Eine von außen auf den verbleibenden Gewindeanteil aufgeschraubte Rändelmutter (Abb.13i) bot den unteren Auflagepunkt für eine auf den Führungsstift aufgesteckte Spiralfeder (Abb.13j).

Den oberen Angriffspunkt für die Spiralfeder bildete ein durch das Endteil der Schraube zentrierter Querbalken (Abb. 13k).

Der Querbalken setzte sich zusammen aus einer Scheibe mit zentralem Durchgangsloch und zwei radialen, im Winkel von

180 Grad zueinander stehenden Bohrungen, in die Paßstifte eingepreßt worden waren.

Die äußeren Endbalken des montierten Querbalkens waren mit Nylonschnüren (Abb.13l), die durch an den Schenkeln des oberen Lagerbocks angebrachte Führungshülsen (Abb.13m) gelenkt wurden, mit lateralen Haltezapfen (Abb.13n) an der Basis des unteren Lagerbocks verbunden; als Haltezapfen fanden durch Schrauben befestigte polierte Metallhülsen Verwendung.

Die Befestigung der Nylonschnüre erfolgte mit Schlingen, über die Kupfer-Hohlkugeln (Abb.13o) geschoben und gequetscht wurden.

Bei vorgegebener Länge der Nylonschnüre konnte so die Vorspannung der Spiralfeder über die Rändelmutter verstellt und die obere Hülse auf diese Weise unterschiedlichen Kräften ausgesetzt werden.

Da die Führungshülsen (Abb.13m), über die die Nylonschnüre gelenkt wurden, an den Schenkeln des oberen Lagerbocks so angebracht waren, daß das untere Ende der Führungshülsen (Abb.13p) sich unterhalb der Rotationsachse der Einzelapparatur (Abb.13c) befand, beschrieb das untere Ende bei der Bewegung eine Kreisbahn um die Rotationsachse.

Auf diese Weise wurde, da die Nylonschnüre keine Veränderung der Weglänge oberer Querbalken (Abb.13c) - unteres Ende der Führungshülse (Abb.13p) - unterer Befestigungszapfen (Abb.13n) zuließen, die Spiralfeder in Exkursionsstellung stärker komprimiert und damit die Anpreßkraft der Gelenkflächen aufeinander erhöht.

Dieser Einrichtung lag die Überlegung zugrunde, daß die Anpreßkraft zweier Gelenkflächen aufeinander in vivo in der Ruhelage am kleinsten ist, bei jeder Bewegung aus der Ruhelage heraus die Kraft sich jedoch durch den am Gelenk angreifenden Apparat aus Gelenkkapsel und Sehnen vergrößern muß durch die Verlängerung der Wege auf der Streckerseite, die Kontraktion auf der Beugerseite und die daraus resultierenden Spannungen.

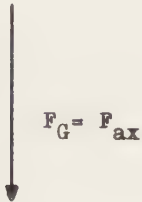
Zur Aufnahme der Führungshülsen waren Sockelplatten an den Schenkeln des oberen Lagerbocks angeschraubt. In der

Gewindebohrung jeder Sockelplatte konnte die zugehörige Führungshülse stufenlos verstellt werden, was eine Veränderung des Kreisbahnradius bewirkte, auf dem sich das untere Ende der Führungshülse um die Rotationsachse der Einzelapparatur bewegte. Je größer der Radius eingestellt, d.h. je weiter die Führungshülse nach unten geschraubt wurde, desto größer war die in Exkursionsstellung erreichte zusätzliche Kompression und damit auch der Unterschied des Gelenkanpreßdruckes zwischen Ruhestellung und Exkursionsstellung.

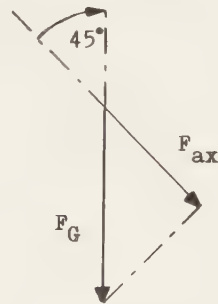
Der Anpreßdruck in Ruhestellung wurde eingestellt mit der auf die Schraube M4x40 des oberen Objektträgers aufgeschraubten Rändelmutter, mit der die aufgesteckte Spiralfeder gegen den Widerstand der Nylonschnüre gespannt werden konnte. Daraus ergab sich, daß die Führungshülsen nicht die Verstellung der absoluten Anpreßkraft, sondern lediglich den Anstieg aus der Ruhelage heraus regulierten.

Mit der bisher beschriebenen Vorrichtung zur Erzeugung von unterschiedlichen Anpreßkräften wäre es noch nicht möglich gewesen, Anpreßkräfte zu erzeugen, die unter der Eigengewichtskraft der Summe aus Gewichtskraft von Präparat, Einbettmasse, Objektträger und Anpreßkraftvorrichtung liegen. Um auch diese Möglichkeit zu eröffnen, wurde zur Kompensation dieser Gewichtskräfte ein Federbügel aus Stahldraht (Abb.13q) gebogen. Der Federbügel stützte sich nach unten ab an zwei Messingmuttern (Abb.13r), die auf die Führungshülsen der Ablenkeinrichtung aufgeschraubt waren; die Muttern beeinflussten gleichzeitig durch ihre Höhenverstellbarkeit die Änderung der gewünschten Kompensationskraft. Der obere Angriffspunkt des Federbügels befand sich unterhalb der Rändelmutter; mit einer losen, halboffenen Schlinge umfaßte er dort den Führungsstift der Anpreßvorrichtung, i.e. den abgedrehten Teil der durch den oberen Objektträger hindurchgedrehten Schraube. Durch Ausübung von Kraft auf die Rändelmutter in axialer Richtung entgegen der jeweiligen axialen Schwerkraftkomponente konnte ebendiese aufgehoben werden.

Die Schwerkraftkomponente in axialer Richtung verringerte sich jedoch mit dem Grad der Auslenkung:
Vektorparallelogramm



nicht ausgelenkt



ausgelenkt

Die Kompensationskraft dagegen war in allen Stellungen die gleiche. Dies hätte bedeutet, daß in Exkursionsstellung eine Überkompensierung der Gewichtskraft erfolgte. Dem war durch eine entsprechende Erhöhung der Druckamplitude der Anpreßkraft-vorrichtung abzuhelpen; dazu mußten die Führungshülsen umjustiert werden.

Sechs der beschriebenen Einzelvorrichtungen waren mit einer gemeinsamen Grundplatte verschraubt; verbunden waren sie durch einen an den oberen Lagerböcken befestigten Winkel.

Die Kraftübertragung vom Antriebsmotor zum Verbindungswinkel der Einzelvorrichtungen wurde durch eine Gewindestange mit beidseitig aufgeschraubten Kugelgelenkköpfchen über einen weiteren Aluwinkel bewerkstelligt; dieser zweite Winkel war am Verbindungswinkel der Einzelvorrichtungen angeflanscht. Die in verschiedener Höhe angebrachten Bohrungen dienten der Einstellung der zu erreichenden Auslenkung; Eine Anbringung des Kugelkopfes an einer höheren Bohrung bewirkte eine geringere Auslenkung in beide Richtungen.

Eine Variation der wirksamen Länge der Gewindestange, i.e. der Abstand der Kugelgelenkköpfe zueinander, zeigte hingegen keinen

Einfluß auf die Summe der bei der Auslenkung insgesamt überstrichenen Winkelgrade, vielmehr erfolgte dann eine vermehrte Auslenkung zur einen Seite zu Lasten der Auslenkung auf die andere Seite.

Der Gesamtausschlag blieb dabei gleich. III

Dies ermöglichte, bei einem vorgegebenen zu überstreichenden Gesamtwinkel von z.B. 90 Grad - durch Vertikalverstellung des abriebvorrichtungsseitigen Kugelkopfes eingestellt - eben diesen Winkel beliebig in der Vertikalebene nach vorn und nach hinten zu kippen, allein durch eine Abstandsänderung der Kugelköpfe zueinander.

Zur Erfüllung der Forderung, daß die Prothesen von der Abriebsmaschine in die Messapparatur umgesetzt werden konnten, war es notwendig, daß die Längsachse des Prothesenköpfchens bei der Vermessung zusammenfiel mit der Drehachse des Teilkopfs und der Mittelpunktssachse der Paßwelle, beim Einsetzen in die Abriebsmaschine mußte sie kongruent sein mit der Rotationsachse der einzelnen Artikulationsvorrichtungen. Dem war bereits bei der Planung des Versuchsaufbaus Rechnung getragen worden, indem der Abstand vom Boden des Meßzeughalters zur Paßwelle des Meßzeughalters und damit auch zur Drehachse des Teilkopfs ebenso groß gehalten worden war wie der zwischen der Oberkante des oberen Lagerbocks der Einzelvorrichtung und der Drehachse derselben. Wurde nun bei der Einbettung der Prothesen in Knochenzement so vorgegangen, daß der Abstand vom unteren Hülsenboden zum Mittelpunkt der Prothese ebenso groß war, so hatte man obige Forderung erfüllt. Dazu wurde das zuerst überfüllte Palacost auf diese Höhe reduziert und dann der Diamantschleifer zur Schaffung des Lagers halb in den Kunststoff eingesenkt. Geringfügige Ungenauigkeiten hierbei konnten in Kauf genommen werden, ohne daß nachteilige Auswirkungen auf den Versuchsablauf zu erwarten gewesen wären, da die Einzelvorrichtungen durch die Möglichkeit des axialen Ausweichens des oberen Objektträgers trotzdem einen funktionellen

Bewegungsablauf gewährleisteten.

Wurde die eingebettete Prothese so in den Lagerbock eingesetzt, daß der Hülsenboden mit der Oberkante des Lagerbocks abschloß, so waren Mittelpunktsachse des Prothesenköpfchens und Rotationsachse der Einzelapparatur deckungsgleich.

Zur Sicherung der Reponierbarkeit wurde dann der Objektträger im Lagerbock verstiftet. Der Paßstift (Abb.13h), der in eine zu schaffende Passung im Objektträger eingesetzt war, war im oberen Lagerbock in einer Nut (Abb.13f) geführt, die ihm Bewegungsspielraum in Achsenrichtung der Hülse erlaubte. Die Wirksamkeit der variablen Anpreßkraftvorrichtung war dadurch erhalten, das Implantat gegen unerwünschte Verdrehung in der Maschine gesichert, und eine Ausweichmöglichkeit in axialer Richtung bei geometrischen Unstimmigkeiten geschaffen. Das Implantat konnte jederzeit nach Entfernen des Paßstiftes entnommen und anschließend in die selbe Position wiedereingesetzt werden. Dies war für evtl. erforderliche Zwischenvermessungen während des Versuchsablaufes von Bedeutung.

Die Einbettung des knöchernen Gegenlagers orientierte sich an der zuvor eingebetteten Prothese.

In die Gewindebohrung der unteren, noch leeren Hülse wurde von außen eine Schraube M4x5 bis zur Hälfte eingedreht (Abb.14). Die Hülse wurde in den unteren Lagerbock eingesetzt, mit der dazu vorgesehenen Schraube geklemmt und zusätzlich verstiftet. In den oberen Lagerbock wurde das Implantat samt Objektträger so eingesetzt, daß der Hülsenboden bündig mit der Oberfläche des Lagerbocks abschloß und verstiftet.

Der Knochen, der das Gegenlager zum Implantat bilden sollte, war bereits vorbereitet worden; es handelte sich um proximale Phalangen des Fußes, die aus Leichen innerhalb von 24 Stunden post mortem entnommen und von Gelenkkapsel-, Muskel- und Bindegewebe freipräpariert worden waren. Unter ständiger Berieselung mit physiologischer Kochsalzlösung war mit dem Schleifkörper, dessen Form der im Versuch antagonistischen

Prothese entsprach, ein knöchernes Lager geschaffen worden. Bei vertikal in der Einzelvorrichtung übereinanderstehendem oberen und unteren Objektträger wurde das Knochenpräparat von unten gegen die Prothese gedrückt und mit einer Spritze ein schnellhärtender Kunststoff (Polymethacrylsäuremethylester) in die untere Hülse eingefüllt. Der Knochen mußte solange am Ort gehalten werden, bis der Kunststoff abgebunden hatte. Prothese und knöchernes Gegenlager waren jetzt in der Einzelapparatur zueinander eingestellt.

Ein passender Schlauch aus Latex, auf den vier säurefeste Gummi-O-Ringe aufgesteckt waren, wurde mit dem einen Ende über den oberen, mit dem anderen Ende über den unteren Objektträger gestreift; die Gummiringe hielten die Schlauchenden auf den Absätzen der Objektträger fest.

Mit einer Injektionsspritze wurden in den leicht abgezogenen Schlauch von oben her ca. 2ml Synoviaersatz eingefüllt.

Als Synoviaersatz wurde menschliches Serum verwendet, das antibiotisch mit Penicillin und antimykotisch mit Daktar abgedeckt war.

Um den Einfluß der während des Versuches immer wieder wechselnden Drucke und des Gleitmediums auf die Größenveränderung der Silikon-Kautschuk-Implantate zu erfassen, lief je ein Implantat der untersuchten Harten anstatt gegen ein Knochenlager gegen eine drehbar gelagerte Teflon-Spindel, die in einem eigens hergestellten Objektträger befestigt war (Abb.15). Die Krümmung der Teflon-Spindel hatte der Form der Prothese zu entsprechen. Das Gleitmedium war das selbe wie bei den Einheiten Implantat/Knochen. Durch Vermessung dieser Referenzimplantate vor und nach dem Versuch konnten nicht abriebsbedingte Größenveränderungen der Prothesen erkannt und bei der Auswertung des Versuchs berücksichtigt werden.

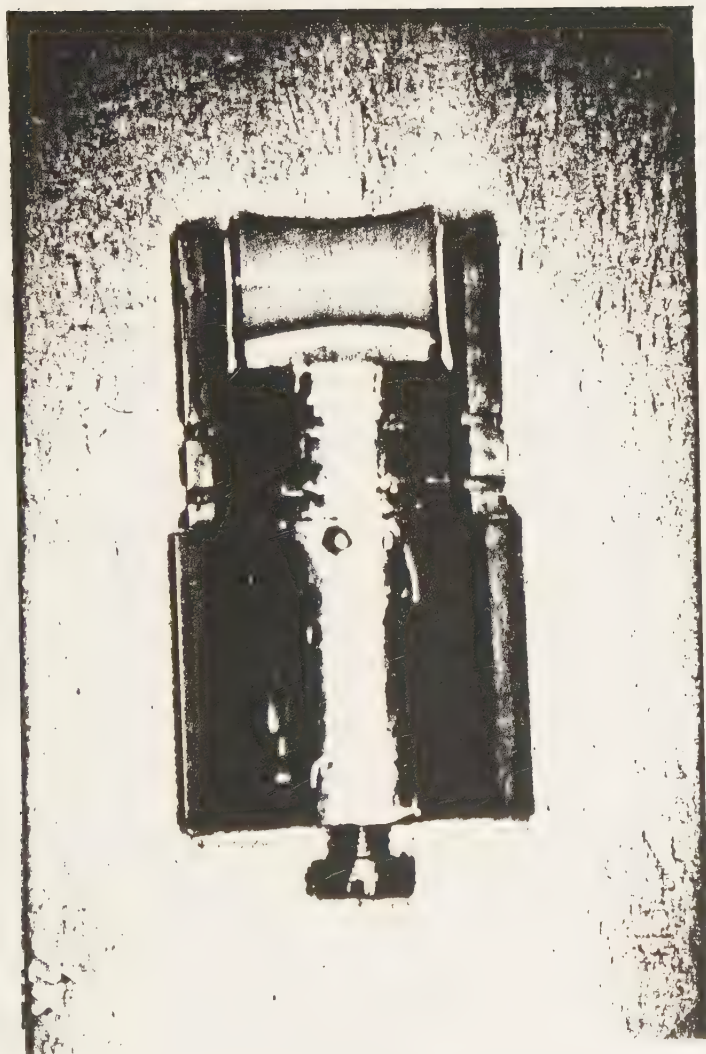


Abbildung 15: Teflonspindel, drehbar in eigenem Objektträger befestigt. Die Krümmung entspricht genau dem antagonistischen Implantat.

Zur Schmierung der Lager der Artikulationsvorrichtungen und der Bohrungen zur Aufnahme der Objektträger wurde die gesamte Apparatur in eine Wanne mit Silikon-Öl gestellt, das mit einem Heizstab auf eine Temperatur von 37 Grad Celsius erwärmt war. Silikon-Öl besitzt ausgezeichnete Schmiereigenschaften und greift andere Gummis nicht an, was von großer Bedeutung hinsichtlich der Dichtigkeit der Latex-Schläuche war.

Der elektrische Antrieb der Maschine war durch eine eigene Wanne vor dem Silikon-Öl geschützt.

Die Prothesen wurden vor und nach dem Versuch vermessen, die erstellten Tabellen wurden ausgewertet.

IV. Durchführung und Ergebnisse der Versuche

IV.1. Der Quellungsversuch

Die acht eingebetteten Silikon-Kautschuk-Prothesen wurden bezeichnet. Bei den Prothesen Nr.1, Nr.1 Probe und Nr.2 handelte es sich um die härteste der drei erhältlichen Qualitäten, Nr.3 und Nr.4 waren mittelhart und Nr.5, Nr.6 und Nr.2 Probe waren weich.

Die Benennung erfolgte willkürlich.

Vor Versuchsbeginn wurde die Meßgenauigkeit der Meßvorrichtung bestimmt. Dazu wurden die Prothesen Nr.1 Probe hart und Nr.2 Probe weich vermessen (Tab.1.1. und Tab.1.7.), um nach 18 bzw. nach 16 Tagen erneut vermessen zu werden (Tab.1.2. und Tab.1.8.), ohne daß an den Prothesen in der Zwischenzeit manipuliert worden wäre. Die Temperatur war über die gesamte Zeit bis auf 1 Grad Celsius konstant.

Die an einander entsprechenden Stellen des Meßrasterfeldes stehenden Werte wurden voneinander subtrahiert, und die mittlere Abweichung der Werte voneinander bestimmt (Tab.1.36. und Tab.1.58.). Die für die beiden Prothesen erhaltenen mittleren Abweichungen wurden abermals gemittelt; hieraus ergab sich ein zu erwartender Meßfehler von

$$\underline{+7,6 \times 10^{-3} \text{ mm.}}$$

Dieser Wert unterschritt sogar die Meßgenauigkeit der Messuhr, die mit

$$\underline{+10 \times 10^{-3} \text{ mm}}$$

angegeben wurde. Das heißt, daß der Meßfehler der gesamten Meßvorrichtung auf keinen Fall mehr als +1/100mm betrug.

Zur Durchführung des Versuches wurden sämtliche Prothesen vermessen (Tab.1.2.;1.9.;1.13.;1.18.;1.22.;1.25.;1.28.;1.32.)

und anschließend in Synoviaersatz bei 37 Grad Celsius eingelegt. Es schloß sich ein mehrwöchiges Bad in Synoviaersatz mit Zwischenvermessungen bis zum Versuchsende mit einer Schlußvermessung an (Tab.1.4.;1.5.;1.6.;1.10.;1.11.;1.12.;1.14.;1.15.;1.16.;1.17.;1.19.;1.20.; 1.21.; 1.23.; 1.24.; 1.26.; 1.27.; 1.29.;1.30.;1.31.;1.33.;1.34.;1.35.).

Die durchschnittliche Größenveränderung der Prothesen von Versuch zu Versuch wurde rechnerisch bestimmt, indem die Werte an den entsprechenden Stellen so voneinander subtrahiert wurden, daß sich bei einer Quellung der Implantate positive Werte ergaben, bei einer Schrumpfung negative.

Die mittlere Größenveränderung wurde im Außen-, Zwischen- und Mittelbereich ebenso bestimmt wie die über die gesamte vermessene Oberfläche (Tab.1.36.;1.37.;1.38.;1.39.;1.40.;1.41.;1.42.;1.43.;1.44.;1.45.;1.46.;1.47.;1.48.; 1.49.; 1.50.; 1.51.; 1.52.; 1.53.; 1.54.;1.55.;1.56.;1.57.;1.58.;1.59.;1.60.).

Anhand der Unterteilung in verschiedene Oberflächenbereiche konnte beurteilt werden, ob die Größenveränderung der Prothesen gleichmäßig erfolgte.

Die mittlere Größenveränderung der Implantate über die gesamte Oberfläche wurde in Abhängigkeit von der Versuchsdauer graphisch dargestellt (Diagramm 1.1. bis 1.11.).

Tab. 1.1.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.70	13.51	13.37	13.25	13.19	13.15	13.14	13.16	13.23	13.31	13.42	13.58	13.78
-	13.82	13.64	13.47	13.36	13.27	13.23	13.23	13.25	13.31	13.39	13.51	13.66	13.86
0	13.90	13.67	13.50	13.39	13.30	13.24	13.24	13.25	13.30	13.38	13.50	13.65	13.86
+	13.85	13.62	13.47	13.35	13.25	13.21	13.19	13.20	13.25	13.33	13.45	13.59	13.77
++	13.57	13.38	13.24	13.11	13.01	12.96	12.99	12.97	13.02	13.10	13.23	13.35	13.53

Quellungsversuch, Erstvermessung vom 28. 3. 83

Prothese Nr. 1, Probe, hart

Tab. 1.2.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.69	13.49	13.34	13.24	13.16	13.12	13.11	13.14	13.19	13.27	13.39	13.48	13.73
-	13.82	13.61	13.47	13.36	13.27	13.23	13.21	13.24	13.28	13.36	13.49	13.64	13.84
0	13.87	13.67	13.50	13.38	13.30	13.24	13.22	13.25	13.18	13.38	13.50	13.63	13.84
+	13.81	13.62	13.46	13.33	13.25	13.20	13.18	13.20	13.25	13.33	13.45	13.59	13.77
++	13.61	13.41	13.25	13.12	13.01	12.97	12.96	12.97	13.02	13.10	13.21	13.35	13.53

Quellungsversuch, Zwischenvermessung vom 15. 4. 83

Prothese Nr. 1, Probe, hart

Tab. 1.3.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.72	13.53	13.38	13.28	13.20	13.16	13.15	13.18	13.24	13.33	13.44	13.60	13.79
-	13.86	13.66	13.51	13.40	13.32	13.27	13.27	13.29	13.34	13.42	13.54	13.70	13.89
0	13.92	13.72	13.55	13.44	13.35	13.30	13.29	13.30	13.35	13.43	13.55	13.70	13.90
+	13.87	13.67	13.51	13.40	13.31	13.26	13.24	13.25	13.30	13.38	13.49	13.64	13.83
++	13.66	13.47	13.31	13.19	13.10	13.05	13.02	13.04	13.08	13.17	13.28	13.42	13.59

Quellungsversuch, Vermessung vom 19. 4. 83

Prothese Nr. 1, Probe, hart

Tab. 1.4.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.82	13.63	13.48	13.36	13.29	13.24	13.23	13.25	13.29	13.37	13.48	13.63	13.81
-	13.98	13.78	13.62	13.50	13.41	13.36	13.34	13.36	13.40	13.48	13.59	13.73	13.91
0	14.04	13.83	13.67	13.53	13.45	13.39	13.38	13.38	13.43	13.49	13.60	13.75	13.94
+	13.99	13.79	13.62	13.50	13.40	13.34	13.32	13.33	13.37	13.44	13.53	13.66	13.85
++	13.78	13.58	13.41	13.28	13.19	13.13	13.11	13.12	13.16	13.24	13.33	13.47	13.64

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83

Prothese Nr. 1, Probe, hart

Tab. 1.5.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.77	13.58	14.43	13.32	13.25	13.21	13.20	13.23	13.28	13.36	13.48	13.63	13.83
-	13.92	13.73	13.57	13.46	13.38	13.34	13.33	13.35	13.40	13.49	13.60	13.76	13.95
0	13.98	13.78	13.63	13.50	13.42	13.38	13.36	13.37	13.42	13.50	13.62	13.77	13.97
+	13.95	13.76	13.60	13.48	13.39	13.34	13.32	13.33	13.38	13.46	13.57	13.71	13.89
++	13.72	13.55	13.40	13.29	13.20	13.15	13.13	13.14	13.18	13.26	13.36	13.50	13.68

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83

Prothese Nr. 1, Probe, hart

Tab. 1.6.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.72	13.56	13.41	13.31	13.24	13.20	13.20	13.23	13.29	13.37	13.49	13.65	13.85
-	13.90	13.71	13.56	13.45	13.38	13.34	13.33	13.35	13.41	13.49	13.61	13.77	13.96
0	13.96	13.77	13.62	13.50	13.42	13.37	13.36	13.38	13.43	13.51	13.63	13.79	13.99
+	13.94	13.74	13.59	13.48	13.39	13.34	13.33	13.35	13.40	13.48	13.59	13.74	13.93
++	13.73	13.56	13.41	13.30	13.21	13.17	13.15	13.16	13.21	13.29	13.40	13.54	13.72

Quellungsversuch, Vermessung vom 25. 5. 83

Prothese Nr. 1, Probe, hart

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.35	13.21	13.08	13.00	12.94	12.98	12.94	13.01	13.06	13.17	13.32	13.45	13.67
-	13.41	13.30	13.18	13.08	13.01	13.01	13.02	13.08	13.10	13.25	13.31	13.50	13.74
0	13.39	13.21	13.09	12.98	12.93	12.91	12.95	12.96	13.00	13.11	13.29	13.44	13.69
+	13.32	13.13	13.00	12.90	12.84	12.86	12.86	12.88	12.93	13.00	13.20	13.41	13.57
++	13.00	12.86	12.73	12.65	12.61	12.60	12.62	12.63	12.68	12.83	12.94	13.13	13.32

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 3. 83

Prothese Nr. 2, Probe, weich

Tab. 1.8.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.35	13.21	13.08	13.00	12.94	12.98	12.94	13.01	13.06	13.17	13.32	13.45	13.67
-	13.41	13.30	13.18	13.08	13.01	13.01	13.02	13.08	13.10	13.25	13.31	13.50	13.74
0	13.38	13.23	13.09	12.97	12.92	12.90	12.90	12.93	13.03	13.13	13.27	13.43	13.66
+	13.32	13.13	13.00	12.90	12.84	12.86	12.86	12.88	12.93	13.08	13.20	13.41	13.57
++	13.00	12.86	12.73	12.65	12.61	12.60	12.62	12.63	12.68	12.83	12.94	13.13	13.32

Quellungsversuch, Vermessung vom 14. 4. 83

Prothese Nr. 2, Probe, weich

Tab. 1.9.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.28	13.12	12.97	12.90	12.86	12.83	12.97	12.90	12.95	13.07	13.20	13.35	13.53
-	13.37	13.23	13.12	13.01	12.96	12.92	12.93	12.96	13.05	13.15	13.29	13.45	13.63
0	12.35	13.21	13.04	12.95	12.90	12.90	12.89	12.90	12.98	13.10	13.24	13.40	13.60
+	13.25	13.07	12.95	12.86	12.79	12.76	12.78	12.82	12.89	13.00	13.16	13.32	13.49
++	12.95	12.80	12.68	12.60	12.56	12.58	12.54	12.60	12.65	12.73	12.88	13.07	13.28

Quellungsversuch, Vermessung vom 20. 4. 83

Prothese Nr. 2, Probe, weich

Tab. 1.10.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.32	13.21	13.09	12.99	12.95	12.94	12.95	13.00	13.09	13.20	13.33	13.49	13.69
-	13.44	13.32	13.20	13.10	13.05	13.04	13.07	13.11	13.19	13.30	13.43	13.58	13.81
0	13.43	13.27	13.15	13.05	13.00	13.01	13.03	13.03	13.10	13.21	13.32	13.49	13.71
+	13.34	13.18	13.05	12.95	12.91	12.90	12.90	12.94	13.01	13.13	13.27	13.45	13.67
++	13.11	12.91	12.81	12.74	12.67	12.68	12.67	12.72	12.80	12.88	13.05	13.22	13.42

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83

Prothese Nr. 2, Probe, weich

Tab. 1.11.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.37	13.22	13.10	13.02	12.95	12.95	12.95	13.01	13.09	13.19	13.33	13.49	13.69
-	13.47	13.34	13.22	13.14	13.08	13.07	13.08	13.12	13.20	13.30	13.43	13.59	13.80
0	13.45	13.30	13.17	13.09	13.02	13.00	13.02	13.04	13.12	13.22	13.36	13.52	13.74
+	13.34	13.19	13.07	12.99	12.94	12.92	12.93	12.97	13.05	13.16	13.30	13.47	13.69
++	13.11	12.95	12.84	12.75	12.70	12.69	12.70	12.74	12.82	12.92	13.07	13.26	13.46

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83

Prothese Nr. 2, Probe, weich

Tab. 1.12.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.41	13.25	13.15	13.07	13.02	13.00	13.02	13.07	13.15	13.27	13.38	13.54	13.76
-	13.53	13.38	13.28	13.19	13.15	13.13	13.15	13.20	13.27	13.35	13.49	13.65	13.88
0	13.49	13.35	13.23	13.15	13.08	13.05	13.07	13.12	13.20	13.30	13.44	13.60	13.82
+	13.42	13.27	13.15	13.06	13.00	12.98	12.99	13.03	13.11	13.22	13.35	13.58	13.75
++	13.16	13.01	12.91	12.83	12.77	12.75	12.77	12.80	12.88	12.98	13.12	13.30	13.50

Quellungsversuch, Vermessung vom 25. 5. 83

Prothese Nr. 2, Probe weich

Tab. 1.13.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	3.72	3.55	3.42	3.32	3.25	3.22	3.22	3.26	3.32	3.42	3.54	3.71	3.91
-	3.88	3.70	3.56	3.46	3.39	3.36	3.36	3.38	3.45	3.54	3.67	3.84	4.03
0	3.95	3.79	3.63	3.52	3.45	3.42	3.41	3.44	3.49	3.57	3.71	3.88	4.06
+	3.89	3.71	3.57	3.47	3.40	3.36	3.35	3.38	3.44	3.52	3.65	3.81	4.00
++	3.69	3.52	3.69	3.29	3.23	3.19	3.18	3.20	3.26	3.34	3.45	3.60	3.78

Quellungsversuch, Vermessung vom 15. 4. 83

Prothese Nr. 1, hart

Tab. 1.14.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	3.79	3.61	3.47	3.37	3.31	3.28	3.27	3.31	3.37	3.46	3.59	3.75	3.95
-	3.94	3.76	3.62	3.51	3.45	3.41	3.41	3.44	3.49	3.59	3.71	3.88	4.08
0	4.02	3.84	3.70	3.59	3.52	3.48	3.47	3.49	3.54	3.62	3.75	3.90	4.10
+	3.97	3.78	3.64	3.53	3.47	3.43	3.41	3.44	3.49	3.57	3.69	3.85	4.03
++	3.76	3.57	3.46	3.35	3.28	3.25	3.23	3.25	3.30	3.37	3.50	3.64	3.82

Quellungsversuch, Vermessung vom 19. 4. 83

Prothese Nr. 1, hart

Tab. 1.15.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	3.84	3.66	3.53	3.43	3.36	3.32	3.32	3.33	3.41	3.50	3.62	3.79	3.98
-	3.99	3.82	3.68	3.58	3.50	3.47	3.47	3.49	3.56	3.65	3.77	3.93	4.11
0	4.08	3.90	3.76	3.66	3.58	3.54	3.53	3.55	3.59	3.68	3.81	3.95	4.14
+	4.03	3.84	3.70	3.60	3.52	3.48	3.47	3.48	3.55	3.63	3.74	3.94	4.08
++	3.83	3.65	3.51	3.42	3.34	3.30	3.30	3.31	3.36	3.43	3.54	3.69	3.87

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83

Prothese Nr. 1, hart

Tab. 1.16.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	3.84	3.66	3.52	3.43	3.35	3.32	3.32	3.35	3.41	3.49	3.62	3.77	3.96
-	4.05	3.83	3.69	3.58	3.51	3.47	3.47	3.50	3.55	3.64	3.76	3.92	4.11
0	4.11	3.92	3.78	3.67	3.59	3.55	3.54	3.55	3.60	3.69	3.80	3.96	4.15
+	4.06	3.88	3.73	3.62	3.55	3.50	3.49	3.51	3.56	3.64	3.75	3.90	4.09
++	3.87	3.70	3.56	3.47	3.38	3.35	3.32	3.34	3.39	3.46	3.57	3.72	3.90

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83

Prothese Nr. 1, hart

Tab. 1.17.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	3.86	3.68	3.54	3.44	3.36	3.33	3.33	3.36	3.42	3.50	3.62	3.78	3.97
-	4.04	3.86	3.71	3.61	3.53	3.49	3.48	3.50	3.56	3.65	3.76	3.91	4.11
0	4.13	3.94	3.80	3.69	3.60	3.56	3.55	3.57	3.62	3.70	3.87	3.97	4.17
+	4.10	3.91	3.77	3.66	3.58	3.53	3.52	3.54	3.59	3.67	3.77	3.92	4.11
++	3.92	3.74	3.60	3.49	3.42	3.37	3.36	3.37	3.43	3.49	3.60	3.74	3.92

Quellungsversuch, Vermessung vom 25. 5. 83

Prothese Nr. 1, hart

Tab. 1.18.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	14.05	13.85	13.65	13.54	13.45	13.40	13.37	13.38	13.42	13.46	13.55	13.67	13.85
-	14.21	14.00	13.82	13.69	13.60	13.54	13.51	13.52	13.55	13.62	13.72	13.87	14.00
0	14.27	14.07	13.90	13.77	13.67	13.61	13.58	13.57	13.60	13.65	13.71	13.87	14.04
+	14.17	13.95	13.78	13.66	13.57	13.53	13.51	13.51	13.55	13.62	13.72	13.85	14.00
++	13.95	13.76	13.62	13.50	13.42	13.37	13.34	13.35	13.38	13.44	13.53	13.65	13.81

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83

Prothese Nr. 2, hart

Tab. 1.19.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	14.17	13.97	13.79	13.66	13.58	13.52	13.50	13.50	13.52	13.59	13.68	13.81	13.96
-	14.32	14.11	13.93	13.81	13.72	13.66	13.64	13.64	13.68	13.74	13.83	13.97	14.12
0	14.38	14.18	14.01	13.88	13.79	13.72	13.69	13.69	13.72	13.77	13.86	13.99	14.15
+	14.30	14.07	13.90	13.78	13.69	13.64	13.62	13.63	13.67	13.73	13.83	13.95	14.11
++	14.09	13.90	13.75	13.64	13.55	13.55	13.47	13.47	13.50	13.56	13.65	13.77	13.93

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83

Prothese Nr. 2, hart

Tab. 1.20.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	14.17	13.92	13.79	13.66	13.58	13.52	13.49	13.49	13.52	13.57	13.66	13.78	13.93
-	14.34	14.13	13.94	13.82	13.73	13.67	13.64	13.64	13.66	13.73	13.83	13.96	14.11
0	14.40	14.20	14.03	13.90	13.80	13.73	13.70	13.70	13.72	13.77	13.82	13.99	14.15
+	14.34	14.11	13.94	13.82	13.73	13.68	13.65	13.66	13.69	13.75	13.84	13.96	14.12
++	14.13	13.94	13.80	13.68	13.60	13.54	13.51	13.51	13.54	13.60	13.69	13.81	13.95

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83

Prothese Nr. 2, hart

Tab. 1.21.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	14.22	14.02	13.84	13.71	13.62	13.57	13.54	13.54	13.57	13.62	13.71	13.83	13.98
-	14.37	14.17	14.00	13.87	13.78	13.73	13.70	13.70	13.73	13.78	13.87	14.00	14.15
0	14.45	14.26	14.09	13.96	13.86	13.79	13.76	13.76	13.78	13.85	13.94	14.06	14.22
+	14.40	14.18	14.00	13.89	13.80	13.75	13.72	13.73	13.75	13.82	13.90	14.02	14.18
++	14.21	14.01	13.88	13.75	13.67	13.61	13.58	13.58	13.61	13.67	13.75	13.88	14.02

Quellungsversuch, Vermessung vom 25. 5. 83

Prothese Nr. 2, hart

Tab. 1.22.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.65	13.46	13.31	13.21	13.12	13.07	13.07	13.11	13.16	13.26	13.38	13.53	13.73
-	13.85	13.66	13.50	13.40	13.32	13.27	13.26	13.29	13.35	13.41	13.54	13.70	13.90
0	13.95	13.75	13.59	13.48	13.40	13.36	13.33	13.35	13.39	13.47	13.59	13.74	13.93
+	13.92	13.72	13.57	13.45	13.36	13.30	13.28	13.29	13.35	13.43	13.55	13.70	13.88
++	13.74	13.56	13.42	13.29	13.22	13.16	13.12	13.13	13.17	13.26	13.34	13.49	13.67

Quellungsversuch, Vermessung vom 22. 4. 83

Prothese Nr. 3, mittel

Tab. 1.23.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.72	13.53	13.37	13.27	13.19	13.14	13.13	13.16	13.22	13.31	13.44	13.58	13.76
-	13.91	13.72	13.56	13.46	13.38	13.33	13.32	13.34	13.40	13.48	13.60	13.75	13.93
0	14.02	13.83	13.67	13.55	13.47	13.43	13.40	13.42	13.46	13.53	13.64	13.79	13.97
+	14.01	13.82	13.66	13.53	13.45	13.39	13.36	13.37	13.42	13.50	13.62	13.76	13.94
++	13.87	13.64	13.51	13.40	13.32	13.26	13.22	13.22	13.26	13.34	13.45	13.58	13.75

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83

Prothese Nr. 3, mittel

Tab. 1.24.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.72	13.52	13.38	13.26	13.18	13.13	13.13	13.15	13.21	13.30	13.41	13.56	13.74
-	13.93	13.73	13.58	13.46	13.38	13.34	13.32	13.34	13.39	13.47	13.58	13.73	13.91
0	14.03	13.84	13.68	13.56	13.48	13.43	13.40	13.42	13.46	13.53	13.64	13.79	13.97
+	14.04	13.84	13.68	13.55	13.47	13.41	13.37	13.37	13.43	13.50	13.62	13.76	13.81
++	13.82	13.69	13.53	13.41	13.33	13.27	13.23	13.23	13.28	13.35	13.46	13.53	13.76

Quellungsversuch, Vermessung vom 4. 5. 83

Prothese Nr. 3, mittel

Tab. 1.25.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.63	13.48	13.34	13.28	13.23	13.20	13.21	13.23	13.24	13.44	13.58	13.75	13.95
-	13.71	13.52	13.45	13.37	13.34	13.30	13.33	13.37	13.46	13.57	13.70	13.89	14.09
0	13.70	13.53	13.43	13.34	13.30	13.28	13.29	13.33	13.42	13.54	13.69	13.89	14.12
+	13.62	13.37	13.35	13.28	13.19	13.19	13.23	13.26	13.35	13.46	13.59	13.76	13.99
++	13.38	13.23	13.14	13.00	12.99	12.98	12.98	13.02	13.10	13.19	13.33	13.51	13.73

Quellungsversuch, Vermessung vom 22. 4. 83

Prothese Nr. 4, mittel

Tab. 1.26.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.67	13.52	13.41	13.33	13.28	13.26	13.28	13.32	13.40	13.50	13.64	13.81	14.03
-	13.72	13.61	13.50	13.43	13.39	13.37	13.38	13.43	13.49	13.62	13.86	13.95	14.17
0	13.76	13.60	13.49	13.41	13.36	13.35	13.37	13.41	13.48	13.59	13.74	13.93	14.15
+	13.65	13.50	13.40	13.32	13.28	13.27	13.28	13.33	13.41	13.51	13.66	13.86	14.07
++	13.41	13.28	13.17	13.10	13.04	13.03	13.05	13.11	13.19	13.29	13.44	13.62	13.84

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83

Prothese Nr. 4, mittel

Tab. 1.27.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	1-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.68	13.53	13.42	13.33	13.28	13.26	13.27	13.31	13.38	13.48	13.62	13.78	14.00
-	13.79	13.64	13.52	13.45	13.39	13.38	13.39	13.43	13.50	13.61	13.76	13.94	14.14
0	12.79	13.63	13.52	13.44	13.39	13.37	13.39	13.42	13.49	13.59	13.74	13.92	14.13
+	13.69	13.54	13.43	13.35	13.31	13.29	13.31	13.35	13.42	13.52	13.66	13.85	14.07
++	13.45	13.33	13.23	13.15	13.09	13.07	13.09	13.13	13.21	13.31	13.45	13.63	13.85

Quellungsversuch, Vermessung vom 4. 5. 83

Prothese Nr. 4, mittel

Tab. 1.28.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.27	13.08	12.95	12.89	12.82	12.82	12.81	12.85	12.92	12.99	13.16	13.31	13.50
-	13.37	13.21	13.11	13.00	12.92	12.92	12.96	13.00	13.07	13.21	13.32	13.48	13.63
0	13.32	13.18	13.05	12.97	12.92	12.89	12.91	12.95	13.03	13.14	13.27	13.44	13.63
+	13.30	13.15	13.01	12.92	12.88	12.86	12.87	12.90	12.96	13.07	13.22	13.38	13.56
++	13.10	12.98	12.78	12.70	12.66	12.63	12.62	12.66	12.73	12.82	12.95	13.12	13.33

Quellungsversuch, Vermessung vom 22. 4. 83

Prothese Nr. 5, weich

Tab. 1.29.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.27	13.19	12.96	12.90	12.86	12.84	12.85	12.89	12.97	13.09	13.24	13.39	13.59
-	13.38	13.24	13.13	13.05	12.99	12.97	12.99	13.04	13.12	13.25	13.38	13.53	13.74
0	13.42	13.29	13.14	13.05	13.00	12.99	13.00	13.04	13.11	13.23	13.35	13.51	13.72
+	13.35	13.20	13.09	12.99	12.95	12.92	12.93	12.96	13.05	13.17	13.30	13.45	13.64
++	13.16	12.99	12.88	12.78	12.73	12.70	12.72	12.76	12.84	12.95	13.11	13.30	13.49

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83

Prothese Nr. 5, weich

Tab. 1.30.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.31	13.12	13.00	12.92	12.87	12.86	12.86	12.91	12.98	13.10	13.24	13.42	13.61
-	13.44	13.30	13.18	13.08	13.02	13.03	13.01	13.06	13.15	13.26	13.39	13.53	13.75
0	13.46	13.31	13.20	13.09	13.03	13.00	13.03	13.05	13.14	13.24	13.36	13.52	13.73
+	13.41	13.26	13.14	13.04	12.96	12.95	12.96	13.00	13.08	13.18	13.30	13.46	13.68
++	13.16	13.06	12.94	12.85	12.82	12.79	12.79	12.82	12.90	12.97	13.12	13.31	13.48

Quellungsversuch, Vermessung vom 4. 5. 83

Prothese Nr. 5, weich

Tab. 1.31.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	3.31	3.16	3.04	2.97	2.92	2.91	2.91	2.96	3.04	3.15	3.30	3.46	3.67
-	3.47	3.32	3.21	3.12	3.07	3.06	3.07	3.12	3.20	3.31	3.44	3.60	3.82
0	3.49	3.34	3.23	3.13	3.08	3.07	3.08	3.12	3.20	3.29	3.43	3.58	3.80
+	3.44	3.29	3.17	3.08	3.01	2.99	3.00	3.04	3.12	3.21	3.33	3.49	3.69
++	3.28	3.11	2.98	2.90	2.84	2.82	2.81	2.85	2.91	3.00	3.13	3.23	3.49

Quellungsversuch, Vermessung vom 24. 5. 83

Prothese Nr. 5, weich

Tab. 1.32.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.22	13.04	12.92	12.82	12.77	12.73	12.74	12.78	12.84	12.95	13.09	13.26	13.46
-	13.34	13.15	13.03	12.92	12.86	12.84	12.87	12.90	12.97	13.10	13.24	13.40	13.60
0	13.55	13.35	13.18	13.04	12.91	12.86	12.81	12.82	12.83	12.88	12.96	13.11	13.28
+	13.17	13.01	12.89	12.79	12.75	12.74	12.75	12.79	12.86	12.98	13.13	13.28	13.48
++	12.93	12.80	12.67	12.54	12.54	12.52	12.51	12.55	12.62	12.69	12.85	13.00	13.22

Quellungsversuch, Vermessung vom 22. 4. 83

Prothese Nr. 6, weich

Tab. 1.33.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.16	13.05	12.93	12.85	12.80	12.78	12.79	12.84	12.92	13.02	13.19	13.36	13.55
-	13.34	13.20	13.05	12.98	12.91	12.90	12.93	12.96	13.06	13.17	13.31	13.46	13.69
0	13.32	13.16	13.03	12.93	12.89	12.88	12.91	12.92	13.00	13.12	13.28	13.44	13.64
+	13.24	13.08	12.95	12.88	12.82	12.81	12.82	12.87	12.94	13.05	13.22	13.39	13.58
++	13.03	12.87	12.75	12.67	12.62	12.61	12.62	12.65	12.71	12.82	12.95	13.15	13.37

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83

Prothese Nr. 6, weich

Tab. 1.34.

	1-54	1-45	1-36	1-27	1-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	13.23	13.07	12.94	12.86	12.80	12.78	12.79	12.78	12.91	13.01	13.16	13.34	13.54
-	13.35	13.20	13.07	12.99	12.94	12.92	12.94	12.97	13.06	13.17	13.30	13.47	13.68
0	13.33	13.17	13.04	12.95	12.91	12.90	12.91	12.93	13.00	13.12	13.27	13.45	13.65
+	13.28	13.11	12.98	12.90	12.85	12.83	12.84	12.88	12.94	13.05	13.21	13.38	13.59
++	13.04	12.90	12.77	12.69	12.65	12.64	12.64	12.67	12.73	12.84	12.96	13.17	13.37

Quellungsversuch, Vermessung vom 4. 5. 83

Prothese Nr. 6, weich

Tab. 1.35.

	-54	-45	-36	-27	-18	-9	0	9	18	27	36	45	54
--	3.29	3.12	2.98	2.90	2.84	2.83	2.83	2.88	2.94	3.05	3.21	3.38	3.58
-	3.40	3.25	3.13	3.03	2.98	2.96	2.98	3.02	3.10	3.22	3.34	3.51	3.72
0	3.38	3.22	3.09	3.00	2.95	2.94	2.94	3.09	3.07	3.18	3.32	3.49	3.70
+	3.33	3.18	3.04	2.95	2.90	2.88	2.89	2.93	3.01	3.12	3.26	3.44	3.64
++	3.14	2.96	2.85	2.76	2.71	2.69	2.70	2.73	2.81	2.91	3.06	3.24	3.44

Quellungsversuch, Vermessung vom 24. 5. 83

Prothese Nr. 6, weich

***** QUELLUNGSVERSUCHE *****

Quellungsversuch, Erstvermessung vom 28. 3. 83 Tab. 1.36.
Prothese Nr. 1, Probe, hart

Quellungsversuch, Zwischenvermessung vom 15. 4. 83
Prothese Nr. 1, Probe, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	-0.0135384615
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	-0.0156250000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	-0.0095833333
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	-0.0166666667

Quellungsversuch, Zwischenvermessung vom 15. 4. 83 Tab. 1.37.
Prothese Nr. 1, Probe, hart

Quellungsversuch, Vermessung vom 19. 4. 83
Prothese Nr. 1, Probe, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0572307692
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0575000000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0529166667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0677777778

Quellungsversuch, Vermessung vom 19. 4. 83 Tab. 1.38.
Prothese Nr. 1, Probe, hart

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83
Prothese Nr. 1, Probe, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0769230769
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0743750000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0775000000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0844444444

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83 Tab. 1.39.
Prothese Nr. 1, Probe, hart

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83
Prothese Nr. 1, Probe, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0075384615
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0237500000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	-0.0062500000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	-0.0133333333

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83
Prothese Nr. 1, Probe, hart

Tab. 1.40.

Quellungsversuch, Vermessung vom 25. 5. 83
Prothese Nr. 1, Probe, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	-0.0189230769
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	-0.0418750000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0037500000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0022222222

Quellungsversuch, Vermessung vom 15. 4. 83
Prothese Nr. 1, hart

Tab. 1.41.

Quellungsversuch, Vermessung vom 19. 4. 83
Prothese Nr. 1, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0484615385
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0425000000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0529166667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0577777778

Quellungsversuch, Vermessung vom 19. 4. 83
Prothese Nr. 1, hart

Tab. 1.42.

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83
Prothese Nr. 1, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0549230769
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0506250000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0587500000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0600000000

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83
Prothese Nr. 1, hart

Tab. 1.43.

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83
Prothese Nr. 1, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0130769231
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0178125000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0087500000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0077777778

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83
Prothese Nr. 1, hart

Tab. 1.44.

Quellungsversuch, Vermessung vom 25. 5. 83
Prothese Nr. 1, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0207692308
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0206250000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0208333333
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0211111111

Quellungsversuch, Vermessung vom 20. 4. 83
Prothese Nr. 2, hart

Tab. 1.45.

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83
Prothese Nr. 2, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.1209230769
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.1253125000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.1158333333
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.1188888889

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83
Prothese Nr. 2, hart

Tab. 1.46.

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83
Prothese Nr. 2, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0120000000
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0118750000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0150000000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0044444444

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83
Prothese Nr. 2, hart

Tab. 1.47.

Quellungsversuch, Vermessung vom 25. 5. 83
Prothese Nr. 2, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0612307692
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0600000000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0600000000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0688888889

Quellungsversuch, Vermessung vom 22. 4. 83
Prothese Nr. 3, mittel

Tab. 1.48.

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83
Prothese Nr. 3, mittel

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0704615385
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0725000000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0687500000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0677777778

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83
Prothese Nr. 3, mittel

Tab. 1.49.

Quellungsversuch, Vermessung vom 4. 5. 83
Prothese Nr. 3, mittelhart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	-0.0001538462
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	-0.0046875000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0045833333
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0033333333

Quellungsversuch, Vermessung vom 22. 4. 83
Prothese Nr. 4, mittel

Tab. 1.50.

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83
Prothese Nr. 4, mittel

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0673846154
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0678125000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0679166667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0644444444

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83
Prothese Nr. 4, mittel

Tab. 1.51.

Quellungsversuch, Vermessung vom 4. 5. 83
Prothese Nr. 4, mittelhart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0116923077
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0125000000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0087500000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0166666667

Quellungsversuch, Vermessung vom 22. 4. 83
Prothese Nr. 5, weich

Tab. 1.52.

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83
Prothese Nr. 5, weich

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0730769231
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0787500000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0604166667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0866666667

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83
Prothese Nr. 5, weich

Tab. 1.53.

Quellungsversuch, Vermessung vom 4. 5. 83
Prothese Nr. 5, weich

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0290769231
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0306250000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0283333333
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0255555556

Quellungsversuch, Vermessung vom 4. 5. 83
Prothese Nr. 5, weich

Tab. 1.54.

Quellungsversuch, Vermessung vom 24. 5. 83
Prothese Nr. 5, weich

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0410769231
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0368750000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0416666667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0544444444

Quellungsversuch, Vermessung vom 22. 4. 83
Prothese Nr. 6, weich

Tab. 1.55.

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83
Prothese Nr. 6, weich

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0724615385
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0746875000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0687500000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0744444444

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 4. 83
Prothese Nr. 6, weich

Tab. 1.56.

Quellungsversuch, Vermessung vom 4. 5. 83
Prothese Nr. 6, weich

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0095384615
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0090625000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0108333333
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0077777778

Quellungsversuch, Vermessung vom 4. 5. 83
Prothese Nr. 6, weich

Tab. 1.57.

Quellungsversuch, Vermessung vom 24. 5. 83
Prothese Nr. 6, weich

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0553846154
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0575000000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0504166667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0611111111

Quellungsversuch, Vermessung vom 29. 3. 83
Prothese Nr. 2, Probe, weich

Tab. 1.58.

Quellungsversuch, Vermessung vom 14. 4. 83
Prothese Nr. 2, Probe, weich

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	-0.0016923077
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	-0.0012500000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0004166667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	-0.0088888889

Quellungsversuch, Vermessung vom 20. 4. 83
Prothese Nr. 2, Probe, weich

Tab. 1.59.

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83
Prothese Nr. 2, Probe, weich

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.1164615385
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.1184375000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.1154166667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.1122222222

Quellungsversuch, Vermessung vom 28. 4. 83

Tab. 1.60.

Prothese Nr. 2, Probe, weich

Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83

Prothese Nr. 2, Probe, weich

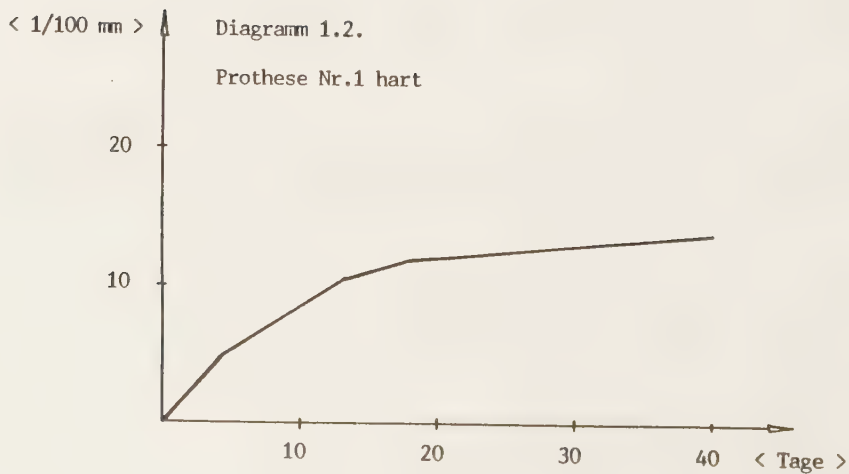
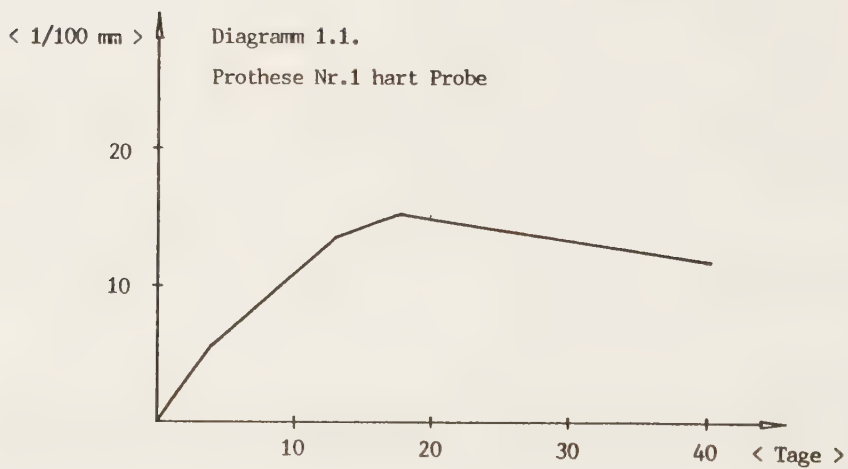
durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0187692308
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0175000000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0220833333
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0144444444

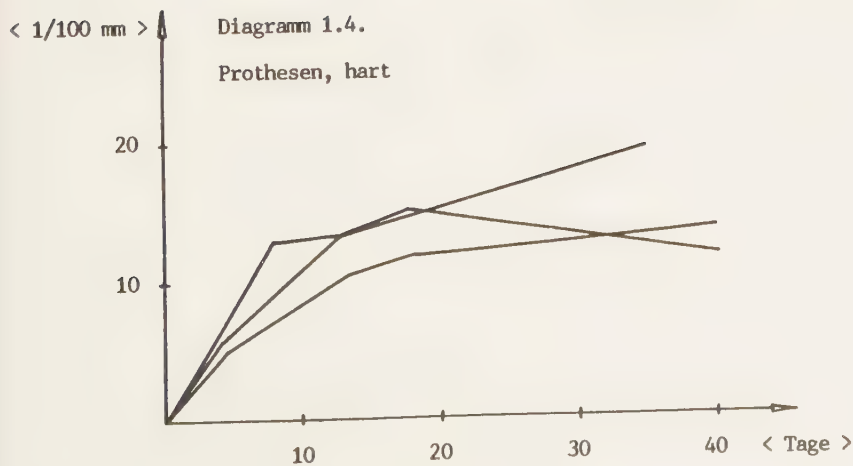
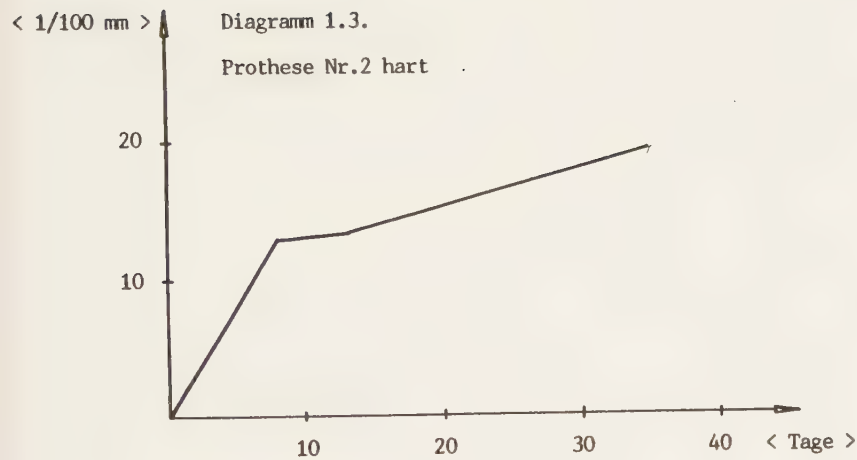
Quellungsversuch, Vermessung vom 3. 5. 83
Prothese Nr. 2, Probe, weich

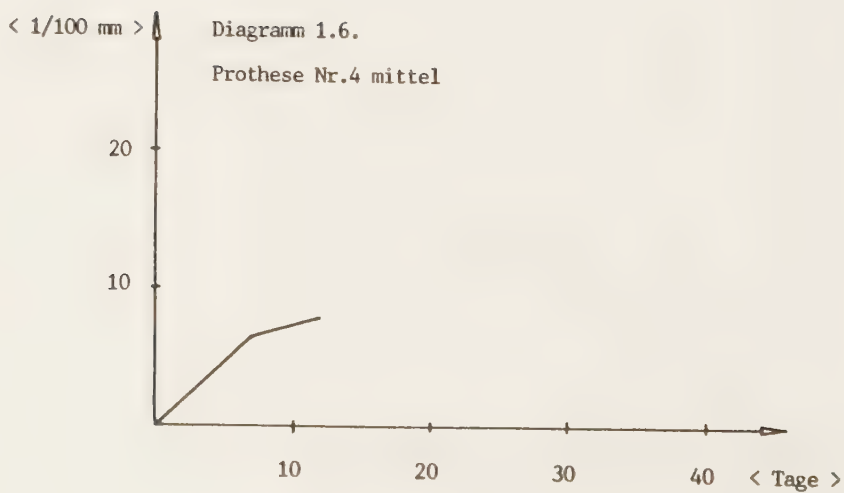
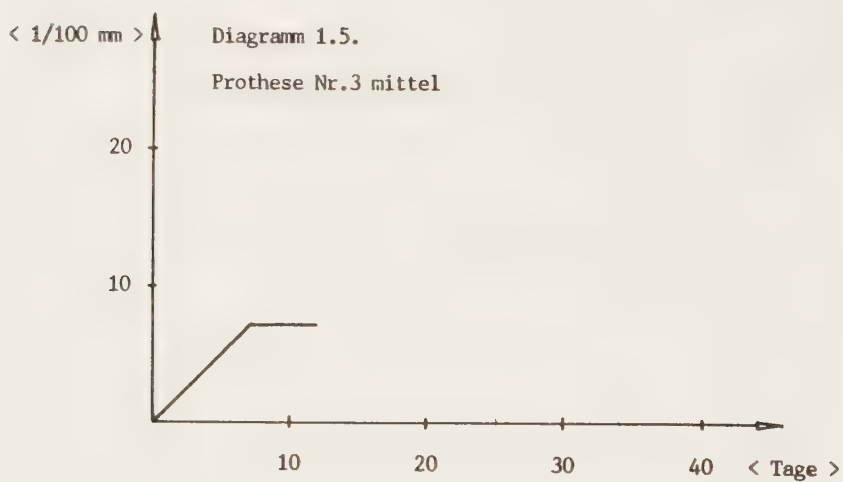
Tab. 1.61.

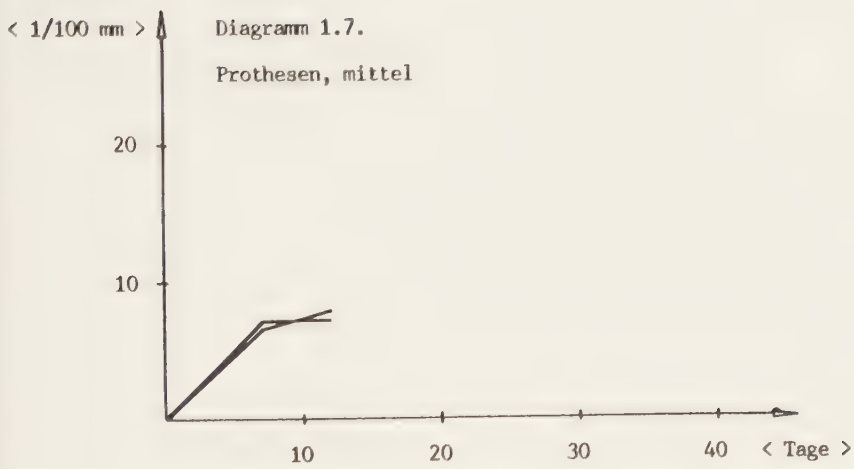
Quellungsversuch, Vermessung vom 25. 5. 83
Prothese Nr. 2, Probe, weich

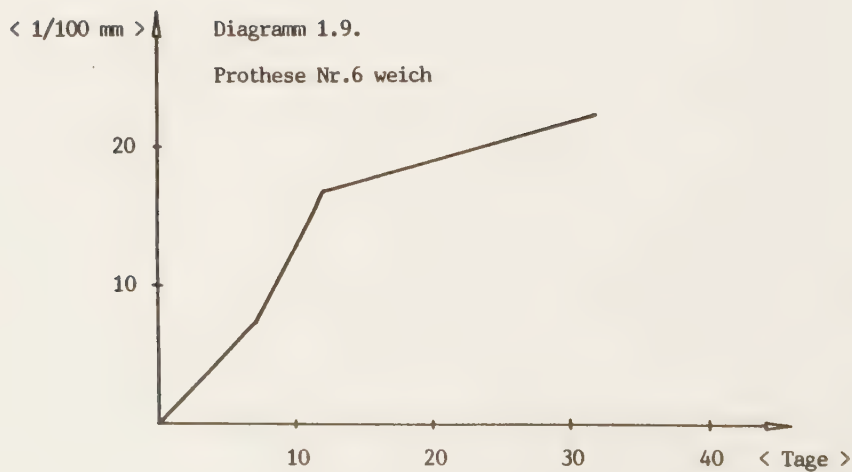
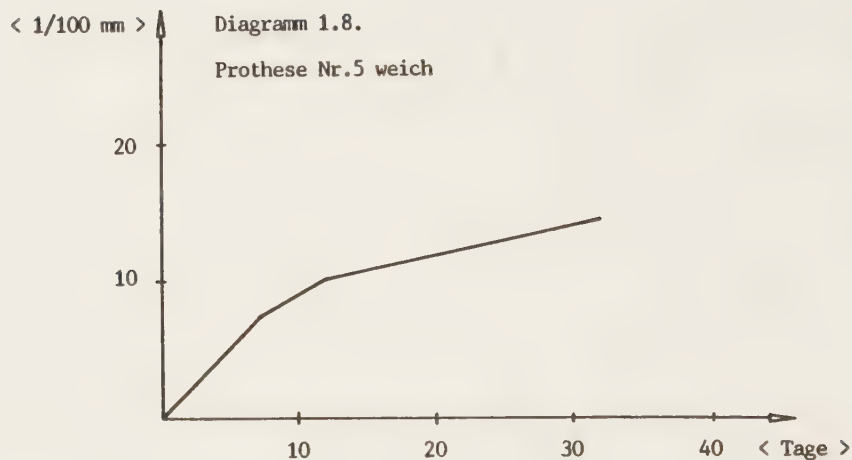
durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0623076923
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0590625000
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0650000000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0666666667

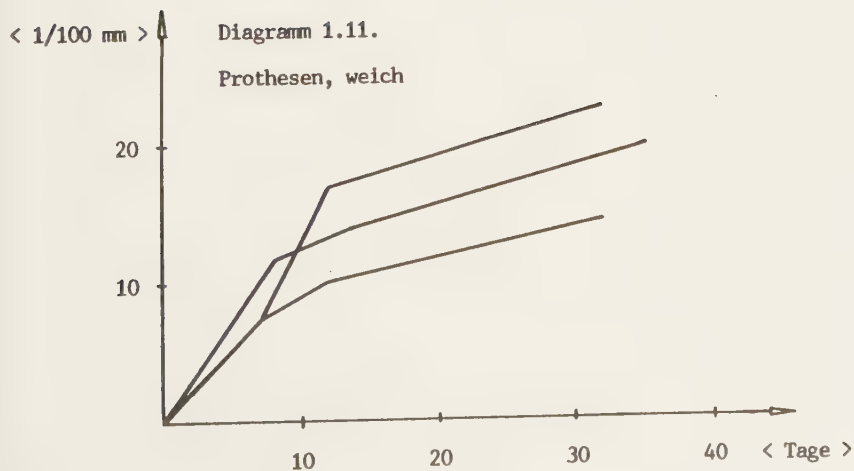
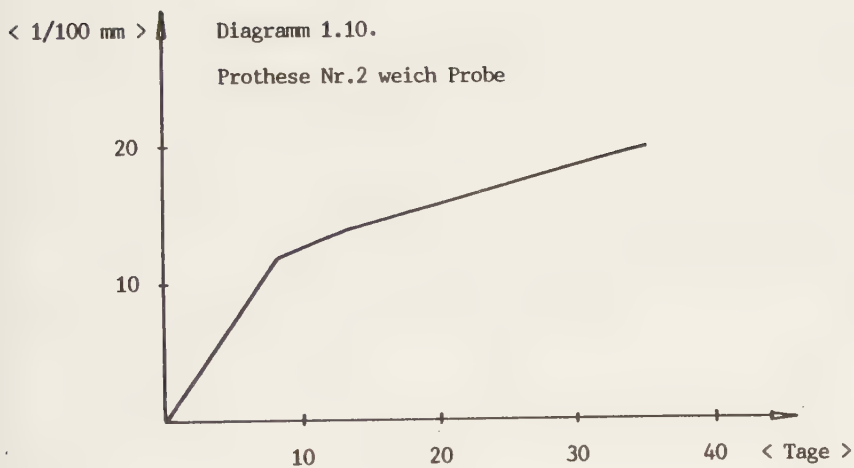










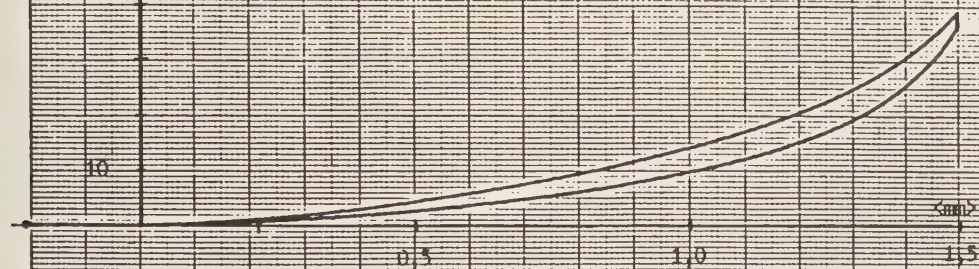


IV.2. Der Elastizitätsversuch

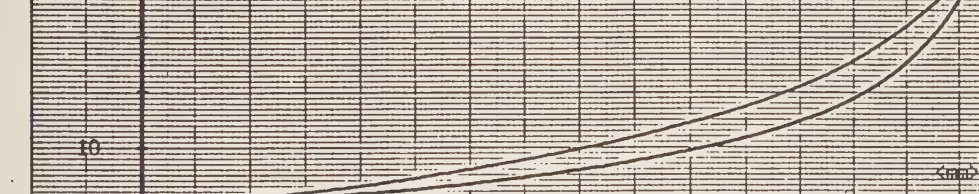
Untersucht wurden die Prothesen Nr.1 Probe hart, Nr.1 hart, Nr.3 mittelhart, Nr.4 mittelhart, Nr.5 weich und Nr.6 weich.

Der Versuch wurde wie unter III.4. beschrieben durchgeführt, ein Elektroschreiber zeichnete die Kraft-Weg-Diagramme auf (Diagramme 2.1.1. bis 2.6.3.).

(N) Diagram 2.1.1.
N₁ Probe



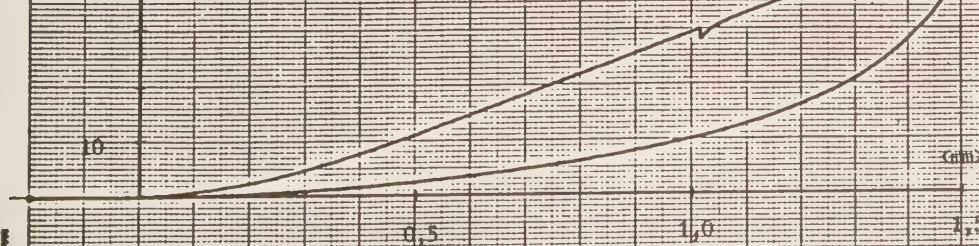
(N) Diagram 2.1.2.



(N) Diagram 2.1.3.



(N) Diagram 2.1.4.



<N>

Diagramm 2.2.1.

Nr. 1

10

0,5

1,0

<mm>

1,5

<N>

Diagramm 2.2.2.

10

0,5

1,0

<mm>

1,5

<N>

Diagramm 2.2.3.

10

0,5

1,0

<mm>

1,5

<N>

Diagramm 2.2.4.

10

0,5

1,0

<mm>

1,5

Diagramm 2.3.1.
Nr.3

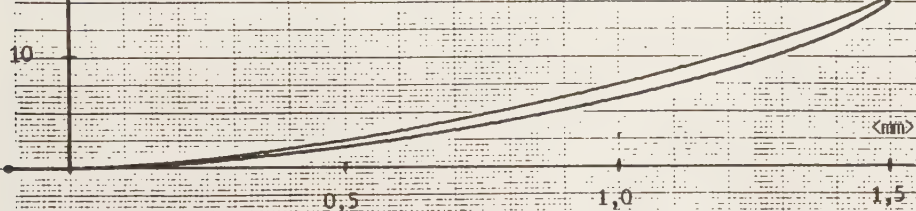


Diagramm 2.3.2.

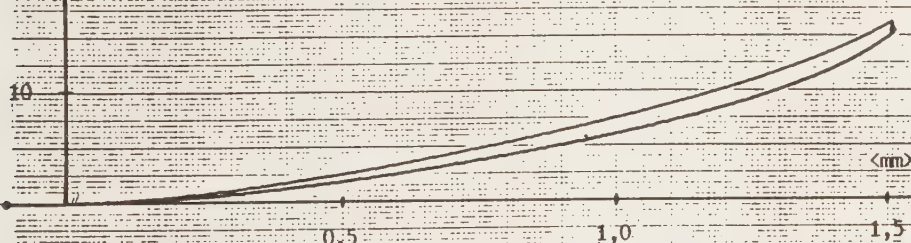


Diagramm 2.3.3.

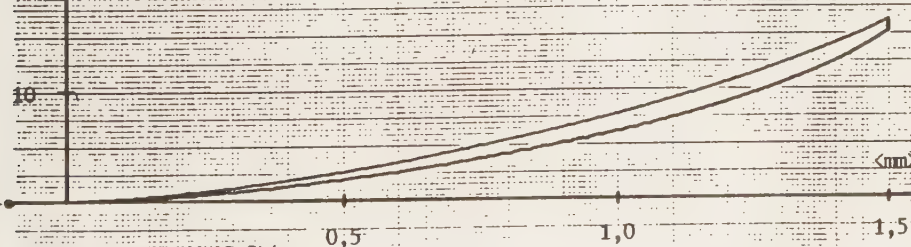


Diagramm 2.3.4.

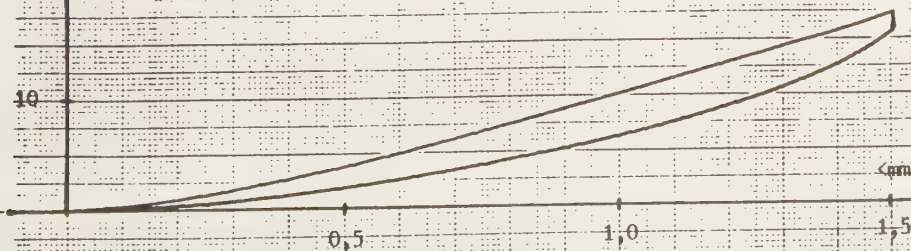


Diagramm 2.4.1.

Nr. 5

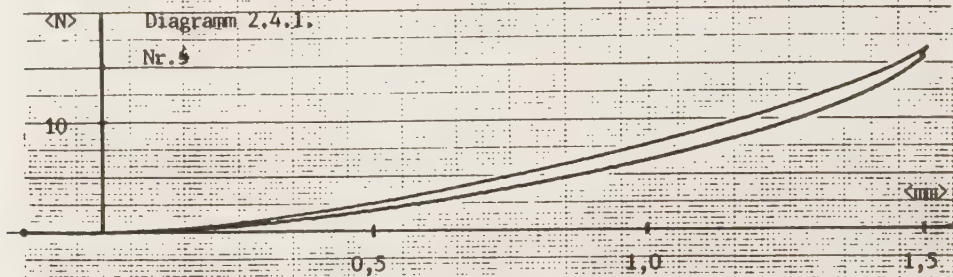


Diagramm 2.4.2.

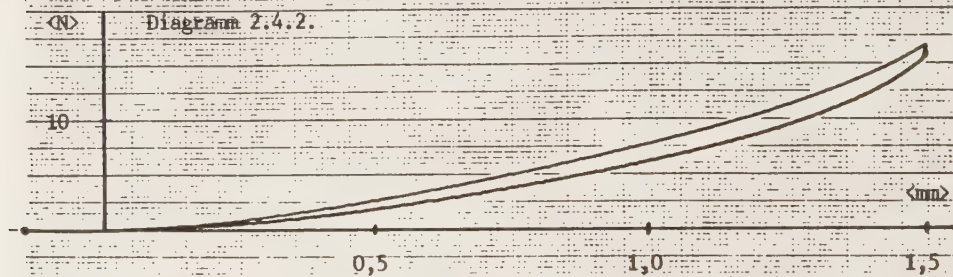


Diagramm 2.4.3.

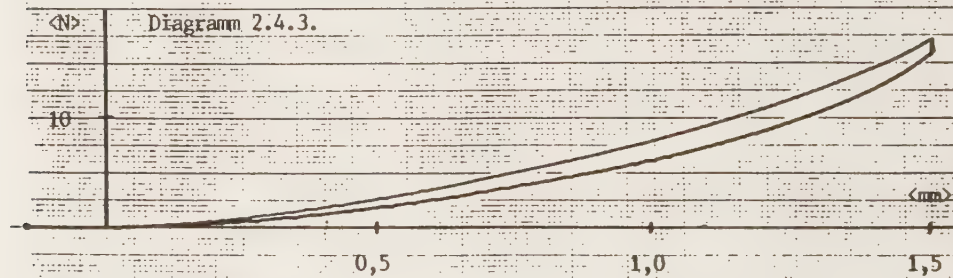
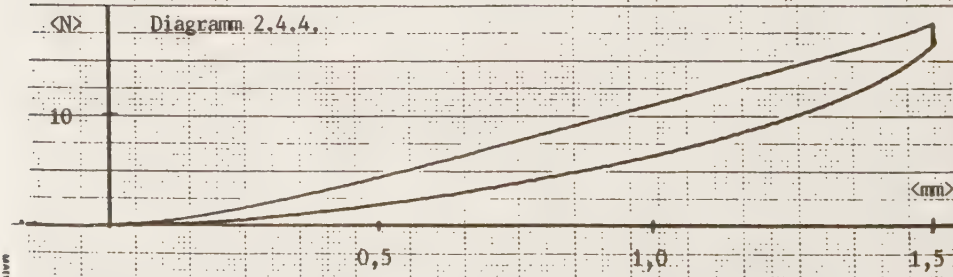
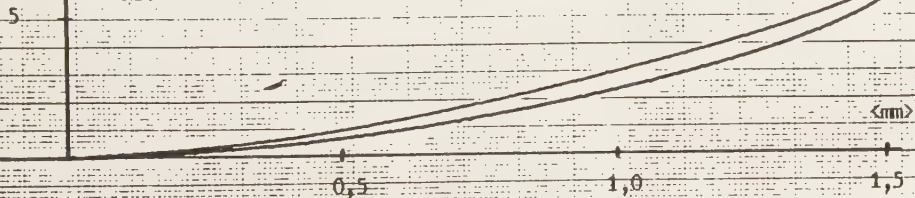


Diagramm 2.4.4.

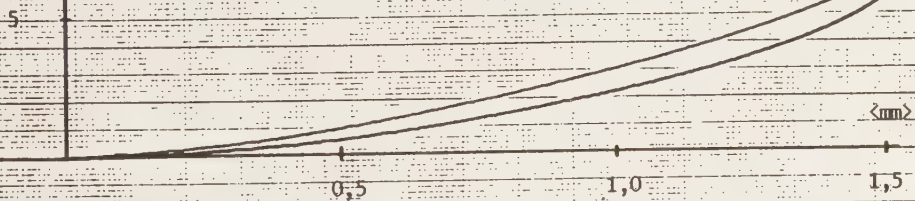


<N> Diagramm 2.5.1.

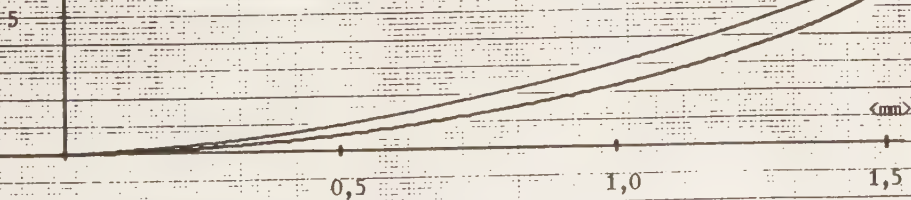
Nr.5



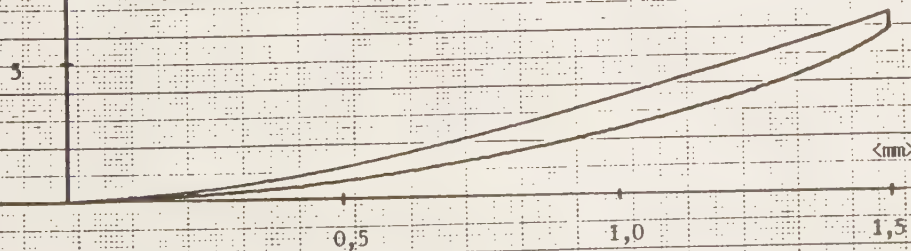
<N> Diagramm 2.5.2.



<N> Diagramm 2.5.3.



<N> Diagramm 2.5.4.



«ND»

5



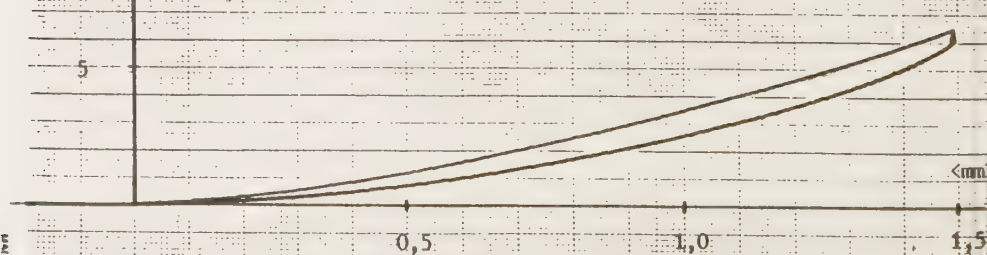
5



100



4



IV.3. Der Abriebsversuch

Untersucht wurden die Prothesen Nr.1 hart, Nr.1 Probe hart, Nr.5 weich und Nr.6 weich; als Referenzprüfkörper dienten die Implantate Nr.2 hart und Nr.2 Probe weich.

Die Prothesen und die Referenzprothesen wurden vermessen (Tab.3.1.;3.3.;3.5.;3.7.;3.9.;3.12.).

Die Implantate und die Referenzimplantate wurden in die Abriebsmaschine eingesetzt; die Prothesen Nr.1 hart, Nr.1 Probe hart, Nr.5 weich und Nr.6 weich artikulierten gegen Knochenlager, die Referenzprothesen Nr.2 hart und Nr.2 Probe weich gegen die drehbar gelagerten Teflonspindeln.

Die maximale Auslenkung der Artikulationsvorrichtungen wurde auf +45 Grad eingestellt. Die Anpreßkraft wurde bei senkrecht übereinanderstehenden Artikulationspartnern auf 0,2N (entsprechend 20g) einjustiert, bei maximaler Auslenkung stieg sie auf 20N (entsprechend 2kg) an.

Die Versuchsdauer betrug insgesamt 74,5 Stunden mit einer Laufgeschwindigkeit von 46 Umdrehungen pro Minute.

Nach 58 Stunden wurde der Versuch unterbrochen, da die Synoviaersatzflüssigkeit aus dem Latex-Schlauch der Prothese Nr.6 weich ausgelaufen war.

Die Prothese Nr.6 weich wurde aus der Maschine entnommen und zwischenvermessen (Tab.3.10.). Anschließend wurde die Prothese wieder in die Maschine eingesetzt, nachdem ein neuer Latex-Schlauch installiert worden war, frischer Synoviaersatz nachgefüllt, und der Versuch fortgeführt.

Die harten Prothesen zeigten am Versuchsende keine mit dem bloßen Auge erkennbaren Veränderungen an der Oberfläche im Vergleich zum

Versuchsbeginn.

Die weichen Prothesen wiesen am Versuchsende rillenförmige Schleifspuren auf, die zeitweise insuffizient geschmierte Prothese zeigte zusätzlich eine mit dem bloßen Auge erkennbare Abflachung der Oberfläche.

Die Oberfläche der Referenzimplantate, sowohl hart wie auch weich, zeigte keine optisch erkennbaren Veränderungen.

Die Knochenlager waren nach dem Versuch optisch unverändert.

Die Prothesen wurden nach Versuchsabschluß vermessen (Tab.3.2.; 3.4.;3.6.;3.8.;3.11.;3.13.).

Die Werte an den entsprechenden Punkten des Koordinatensystems wurden so voneinander subtrahiert, daß der Differenzbetrag bei einem Größerwerden der Implantate positiv ausfiel, bei einem Kleinerwerden negativ.

Der mittlere Abrieb im Außen-, im Zwischen-, im Mittelbereich und über alles wurde bestimmt (Tab.3.14. bis 3.20.).

Die Größenänderungen der Referenzimplantate wurden mit umgekehrten Vorzeichen zu den erfolgten Größenänderungen der Implantate der jeweiligen Härten hinzugezählt. Die Folge ist, daß eine Quellung der Referenzimplantate eine Korrektur der Ergebnisse bei den abradierten Prothesen in Richtung auf eine zusätzliche Verkleinerung bewirkte. Dies ist notwendig und richtig, da auch die abradierten Implantate während des Versuchs gequollen waren, diese Quellung aber das Ergebnis im Hinblick auf einen erfolgten Abrieb verfälscht hätte. Nur durch die Berücksichtigung der Referenzimplantate konnte eine Beeinflussung der Ergebnisse durch nicht unmittelbar abriebsbedingte Größenveränderungen vermieden werden.

Der tatsächlich erfolgte Abrieb wurde in den Diagrammen 3.1. und 3.2. nach Oberflächenbereichen getrennt graphisch dargestellt.

Tab. 3.1.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	14.66	14.55	14.49	14.42	14.37	14.34	14.30	14.29	14.30	14.32	14.36	14.40	14.44	14.51	14.58	14.70	14.80
-	14.80	14.69	14.62	14.52	14.50	14.43	14.40	14.38	14.38	14.40	14.43	14.47	14.54	14.61	14.73	14.83	14.93
0	14.82	14.70	14.62	14.54	14.48	14.44	14.39	14.37	14.35	14.38	14.41	14.46	14.52	14.59	14.69	14.79	14.91
+	14.73	14.63	14.55	14.48	14.42	14.38	14.34	14.33	14.32	14.34	14.36	14.40	14.46	14.53	14.60	14.71	14.83
++	14.55	14.44	14.35	14.28	14.22	14.18	14.15	14.13	14.12	14.13	14.15	14.19	14.25	14.32	14.40	14.50	14.61

Abriebsversuch, Vermessung vom 9.12.83

Laufzeit 0 Stunden

Prothese Nr. 1, hart

Tab. 3.2.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	4.61	4.53	4.45	4.37	4.32	4.28	4.25	4.25	4.25	4.28	4.31	4.37	4.44	4.51	4.61	4.71	4.86
-	4.73	4.63	4.55	4.48	4.42	4.38	4.36	4.35	4.35	4.37	4.41	4.46	4.54	4.63	4.73	4.85	4.97
0	4.74	4.64	4.56	4.49	4.42	4.39	4.37	4.35	4.35	4.37	4.40	4.46	4.51	4.60	4.68	4.81	4.91
+	4.72	4.60	4.51	4.44	4.38	4.34	4.32	4.32	4.32	4.33	4.36	4.41	4.46	4.53	4.60	4.71	4.82
++	4.53	4.44	4.35	4.26	4.21	4.17	4.13	4.11	4.11	4.15	4.16	4.21	4.26	4.33	4.41	4.50	4.60

Abriebsversuch, Vermessung vom 20.12.83

Laufzeit 74,5 Stunden, 46 rpm

Prothese Nr. 1, hart

Tab. 3.3.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	4.55	4.45	4.37	4.30	4.25	4.21	4.18	4.17	4.15	4.20	4.23	4.27	4.35	4.42	4.48	4.59	4.70
-	4.56	4.56	4.48	4.41	4.35	4.31	4.29	4.27	4.27	4.29	4.32	4.35	4.43	4.50	4.60	4.71	4.82
0	4.67	4.68	4.49	4.42	4.35	4.31	4.28	4.26	4.26	4.27	4.31	4.35	4.41	4.49	4.58	4.69	4.81
+	4.64	4.54	4.46	4.38	4.33	4.29	4.26	4.24	4.24	4.25	4.28	4.32	4.38	4.45	4.53	4.63	4.74
++	4.47	4.37	4.28	4.20	4.15	4.10	4.07	4.06	4.06	4.07	4.09	4.12	4.18	4.25	4.33	4.43	4.54

Abriebsversuch, Vermessung vom 9.12.83

Laufzeit 0 Stunden

Prothese Nr. 1, Probe, hart

Tab. 3.4.

	1-48	1-42	1-36	1-30	1-24	1-18	1-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	14.49	14.41	14.33	14.27	14.22	14.19	14.16	14.16	14.17	14.19	14.24	14.29	14.35	14.43	14.52	14.63	14.76
-	14.63	14.54	14.47	14.40	14.35	14.31	14.29	14.28	14.29	14.31	14.34	14.39	14.46	14.54	14.64	14.75	14.88
0	14.66	14.66	14.47	14.41	14.34	14.30	14.28	14.27	14.26	14.29	14.32	14.37	14.43	14.51	14.61	14.72	14.86
+	14.63	14.52	14.44	14.35	14.29	14.23	14.21	14.19	14.20	14.24	14.28	14.32	14.39	14.47	14.55	14.65	14.77
++	14.46	14.36	14.26	14.18	14.12	14.09	14.07	14.06	14.05	14.07	14.10	14.15	14.20	14.28	14.37	14.46	14.57

Abriebsversuch, Vermessung vom 20. 12. 83

Laufzeit 74,5 Stunden, 46 rpm

Prothese 1. Probe, hart

Tab. 3.5.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	15.06	14.93	14.82	14.72	14.62	14.58	14.54	14.51	14.47	14.46	14.46	14.48	14.52	14.56	14.62	14.70	14.78
-	15.21	15.09	14.97	14.88	14.80	14.73	14.68	14.64	14.64	14.64	14.65	14.67	14.70	14.74	14.80	14.89	14.97
0	15.26	15.15	15.04	14.95	14.88	14.82	14.76	14.73	14.70	14.70	14.71	14.72	14.75	14.80	14.86	14.94	15.03
+	15.19	15.06	14.95	14.85	14.78	14.73	14.69	14.66	14.65	14.65	14.65	14.68	14.70	14.75	14.82	14.89	14.96
++	15.00	14.89	14.79	14.71	14.63	14.59	14.54	14.51	14.49	14.47	14.49	14.50	14.53	14.57	14.62	14.70	14.77

Abriebsversuch, Vermessung vom 9. 12. 83

Laufzeit 0 Stunden

Prothese Nr. 2, hart, Referenz

Tab. 3.6.

	1-48	1-42	1-36	1-30	1-24	1-18	1-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	15.05	14.93	14.83	14.74	14.67	14.61	14.56	14.52	14.49	14.50	14.48	14.52	14.54	14.59	14.65	14.73	14.81
-	14.23	15.11	14.99	14.90	14.82	14.76	14.71	14.68	14.66	14.65	14.66	14.68	14.71	14.75	14.81	14.89	14.98
0	15.88	15.16	15.07	14.98	14.84	14.84	14.78	14.75	14.73	14.72	14.72	14.73	14.76	14.80	14.86	14.94	15.03
+	15.21	15.09	14.97	14.89	14.81	14.75	14.71	14.68	14.66	14.66	14.67	14.68	14.71	14.75	14.81	14.88	14.96
++	15.00	14.89	14.79	14.71	14.63	14.57	14.53	14.50	14.48	14.48	14.49	14.50	14.52	14.56	14.61	14.68	14.77

Abriebsversuch, Vermessung vom 28. 12. 83

Laufzeit 7½ Stunden, 46 rpm

Prothese Nr. 2, hart, Referenz

Tab. 3.7.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	4.28	4.16	4.07	4.00	3.91	3.87	3.84	3.83	3.83	3.84	3.86	3.89	3.94	4.02	4.09	4.18	4.29
-	4.42	4.30	4.21	4.14	4.07	4.00	3.97	3.95	3.96	3.97	3.99	4.02	4.07	4.13	4.23	4.31	4.39
0	4.48	4.38	4.28	4.19	4.14	4.08	4.03	4.01	3.99	4.00	4.01	4.05	4.09	4.16	4.22	4.32	4.42
+	4.45	4.33	4.24	4.14	4.07	4.01	3.98	3.95	3.94	3.94	3.95	3.99	4.03	4.10	4.18	4.26	4.36
++	4.24	4.11	4.01	3.93	3.88	3.81	3.74	3.73	3.71	3.71	3.72	3.73	3.75	3.83	3.89	3.99	4.08

Abriebsversuch, Vermessung vom 9. 12. 83

Laufzeit 0 Stunden

Prothese Nr. 5, weich

Tab. 3.8.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	4.16	4.06	3.96	3.91	3.85	3.83	3.79	3.78	3.78	3.80	3.84	3.87	3.91	3.99	4.06	4.17	4.30
-	4.35	4.24	4.13	4.05	3.99	3.94	3.90	3.90	3.89	3.90	3.95	3.99	4.04	4.12	4.20	4.30	4.40
0	4.40	4.27	4.18	4.09	4.03	3.99	3.95	3.94	3.94	3.94	3.97	4.01	4.06	4.14	4.22	4.32	4.46
+	4.35	4.20	4.11	4.05	3.96	3.90	3.89	3.88	3.88	3.89	3.90	3.94	3.99	4.08	4.15	4.25	4.33
++	4.02	3.89	3.80	3.71	3.64	3.59	3.55	3.54	3.53	3.56	3.59	3.64	3.68	3.75	3.84	3.93	4.05

Abriebsversuch, Vermessung vom 20. 12. 83

Laufzeit 74,5 Stunden, 46 rom

Prothese Nr. 5. weich

Tab. 3.9.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	14.19	14.06	13.95	13.88	13.80	13.75	13.70	13.68	13.64	13.68	13.71	13.73	13.78	13.83	13.89	13.99	14.12
-	14.35	14.23	14.12	14.03	13.94	13.89	13.86	13.82	13.81	13.83	13.84	13.87	13.92	13.97	14.16	14.15	14.23
0	14.42	14.31	14.19	14.10	14.02	13.96	13.90	13.89	13.88	13.87	13.88	13.90	13.95	14.01	14.10	14.20	14.28
+	14.40	14.26	14.16	14.07	13.97	13.92	13.89	13.81	13.85	13.85	13.87	13.90	13.93	13.99	14.07	14.16	14.27
++	14.19	14.06	13.94	13.84	13.79	13.67	13.68	13.66	13.66	13.65	13.67	13.69	13.73	13.79	13.87	13.94	14.06

Abriebsversuch, Vermessung vom 9. 12. 83

Laufzeit 0 Stunden

Prothese Nr. 6, weich

Tab. 3.10.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	14.24	14.04	13.93	13.85	13.81	13.75	13.72	13.69	13.69	13.70	13.73	13.79	13.87	13.92	14.04	14.17	14.30
-	14.43	14.22	14.04	13.90	13.84	13.77	13.73	13.71	13.71	13.70	13.74	13.76	13.83	13.90	14.00	14.09	14.24
0	14.44	14.24	14.08	13.96	13.88	13.86	13.82	13.78	13.75	13.78	13.79	13.83	13.89	13.94	14.05	14.15	14.34
+	14.38	14.16	14.04	13.93	13.85	13.81	13.77	13.75	13.74	13.75	13.77	13.84	13.88	13.93	14.03	14.16	14.32
++	14.07	13.94	13.86	13.75	13.68	13.63	13.60	13.59	13.60	13.64	13.66	13.69	13.75	13.81	13.90	14.00	14.09

Abriebsversuch, Vermessung vom 14.12.83

Laufzeit 58 Stunden, 46 rpm

Prothese Nr. 6, weich

Tab. 3.11.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	4.16	3.98	3.88	3.79	3.73	3.68	3.66	3.64	3.65	3.69	3.73	3.83	3.87	3.94	4.03	4.18	4.32
-	4.30	4.10	3.94	3.85	3.78	3.72	3.69	3.68	3.68	3.69	3.71	3.77	3.85	3.94	4.04	4.18	4.33
0	4.34	4.15	4.00	3.97	3.85	3.79	3.73	3.73	3.74	3.76	3.79	3.83	3.89	3.95	4.07	4.20	4.36
+	4.32	4.14	4.00	3.88	3.85	3.79	3.74	3.74	3.75	3.77	3.82	3.85	3.90	4.02	4.10	4.23	4.30
++	4.03	3.92	3.83	3.74	3.65	3.60	3.58	3.58	3.59	3.60	3.64	3.69	3.83	3.86	3.92	4.07	4.19

Abriebsversuch. Vermessung vom 20. 12. 83

Laufzeit $7\frac{1}{2}$ Stunden, 46 rpm

Prothese Nr. 6 weich

insuffiziente Schmierung

Tab. 3.12.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	4.23	4.10	3.98	3.90	3.85	3.80	3.76	3.74	3.71	3.75	3.77	3.81	3.80	3.88	3.92	4.04	4.14
-	4.42	4.28	4.18	4.08	4.01	3.97	3.93	3.90	3.90	3.90	3.92	3.95	4.00	4.05	4.14	4.21	4.32
0	4.51	4.39	4.28	4.18	4.11	4.07	4.01	4.00	3.98	3.97	4.01	3.99	4.07	4.11	4.20	4.30	4.40
+	4.50	4.38	4.29	4.19	4.12	4.06	4.03	3.98	3.97	3.97	3.99	4.01	4.07	4.13	4.19	4.27	4.37
++	4.33	4.19	4.10	4.00	3.93	3.89	3.85	3.83	3.80	3.81	3.82	3.85	3.86	3.89	3.96	4.07	4.15

Abriebsversuch, Vermessung vom 9. 12. 83

Laufzeit 0 Stunden

Prothese Nr. 2, Probe, weich, Referenz

Tab. 3.13.

	-48	-42	-36	-30	-24	-18	-12	-6	0	6	12	18	24	30	36	42	48
--	14.39	14.30	14.19	14.12	14.08	14.02	13.99	13.97	13.98	13.96	13.97	14.01	14.06	14.10	14.19	14.28	14.38
-	14.57	14.48	14.38	14.30	14.23	14.19	14.16	14.14	14.14	14.15	14.16	14.20	14.24	14.31	14.38	14.47	14.52
0	14.65	14.54	14.48	14.40	14.35	14.29	14.26	14.24	14.23	14.23	14.25	14.28	14.33	14.39	14.46	14.53	14.62
+	14.65	14.55	14.48	14.40	14.34	14.29	14.24	14.23	14.21	14.21	14.23	14.25	14.30	14.36	14.42	14.50	14.55
++	14.47	14.36	14.27	14.19	14.12	14.10	14.05	14.02	13.99	14.03	14.05	14.08	14.11	14.15	14.23	14.32	14.40

Abriebsversuch, Vermessung vom 28. 12. 83

Laufzeit 74,5 Stunden, 46 rpm

Prothese Nr. 2, Probe, weich, Referenz

***** ABRIEBSVERSUCHE *****

Abriebsversuch, Vermessung vom 9.12.83
Laufzeit 0 Stunden
Prothese Nr. 1, Probe, hart

Tab. 3.14.

Abriebsversuch, Vermessung vom 20. 12. 83
Laufzeit 74,5 Stunden, 46 rpm
Prothese 1, Probe, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0020000000
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0030434783
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	-0.0010000000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0066666667

Abriebsversuch, Vermessung vom 9.12.83
Laufzeit 0 Stunden
Prothese Nr. 1, hart

Tab. 3.15.

Abriebsversuch, Vermessung vom 20.12.83
Laufzeit 74,5 Stunden, 46 rpm
Prothese Nr. 1, hart

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	-0.0184705882
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	-0.0154347826
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	-0.0226666667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	-0.0200000000

Abriebsversuch, Vermessung vom 9. 12. 83
Laufzeit 0 Stunden
Prothese Nr. 2, hart, Referenz

Tab. 3.16.

Abriebsversuch, Vermessung vom 20. 12. 83
Laufzeit 74,5 Stunden, 46 rpm
Prothese Nr. 2, hart, Referenz

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.0071764706
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0004347826
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.0163333333
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.0111111111

Abriebsversuch, Vermessung vom 9. 12. 83 Tab. 3.17.
 Laufzeit 0 Stunden
 Prothese Nr. 5, weich

Abriebsversuch, Vermessung vom 20. 12. 83
 Laufzeit 74,5 Stunden, 46 rpm
 Prothese Nr. 5, weich

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	-0.0745882353
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	-0.0856521739
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	-0.0610000000
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	-0.0633333333

Abriebsversuch, Vermessung vom 9. 12. 83 Tab. 3.18.
 Laufzeit 0 Stunden
 Prothese Nr. 6, weich

Abriebsversuch, Vermessung vom 14.12.83
 Laufzeit 56 Stunden, 46 rpm
 Prothese Nr. 6, weich

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	-0.0434117647
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.0036956522
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	-0.0996666667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	-0.0966666667

Abriebsversuch, Vermessung vom 9. 12. 83 Tab. 3.19.
 Laufzeit 0 Stunden
 Prothese Nr. 6, weich

Abriebsversuch, Vermessung vom 20. 12. 83
 Laufzeit 74,5 Stunden, 46 rpm
 Prothese Nr. 6, weich
 insuffiziente Schmierung

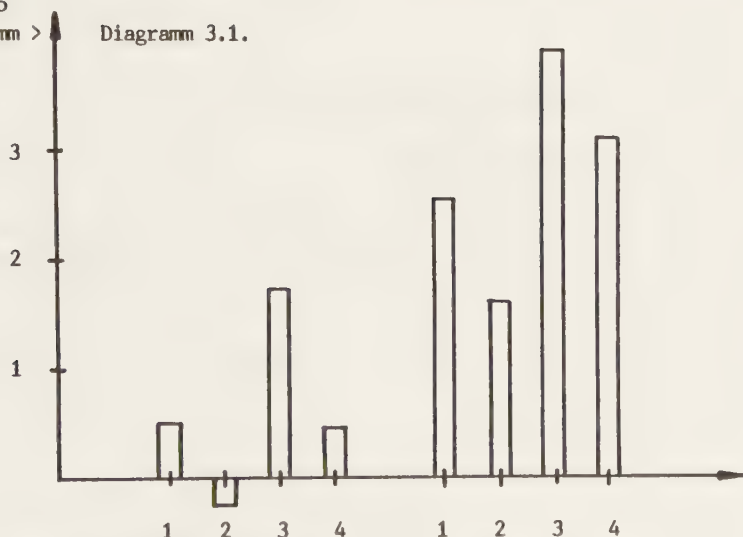
durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	-0.0569411765
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	-0.0108695652
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	-0.1066666667
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	-0.1266666667

Abriebsversuch, Vermessung vom 9. 12. 83 Tab. 3.20.
 Laufzeit 0 Stunden
 Prothese Nr. 2, Probe, weich, Referenz

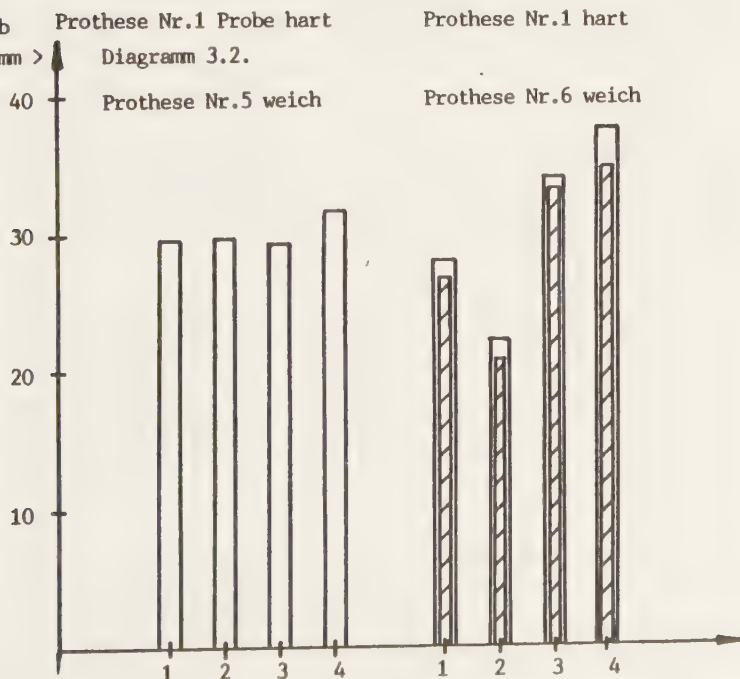
Abriebsversuch, Vermessung vom 20. 12. 83
 Laufzeit 74,5 Stunden, 46 rpm
 Prothese Nr. 2, Probe, weich, Referenz

durchschnittliche Größenänderung aller Werte:	0.2225882353
durchschnittliche Größenänderung im Außenbereich:	0.2108695652
durchschnittliche Größenänderung im Zwischenbereich:	0.2323333333
durchschnittliche Größenänderung im Mittelbereich:	0.2500000000

Abrieb
< 1/100 mm > Diagramm 3.1.



Abrieb
< 1/100 mm > Diagramm 3.2.



- 1 = über alles
- 2 = Außenbereich
- 3 = Zwischenbereich
- 4 = Mittelbereich

schrattierte Säulen:
zum Zeitpunkt der Zwischenvermessung
gültige Werte

V. Auswertung und Diskussion der Ergebnisse

V.1. Der Quellungsversuch

Die Versuche zeigten, daß sämtliche getesteten Silikon-Kautschuk-Implantate beim Einbringen in einen Synovialflüssigkeitsersatz zu quellen begannen.

Die aus dem härtesten Material gefertigten Implantate quollen während der ersten 14 bis 18 Tage um 12/100mm bis 14/100mm, dabei ist die Meßgenauigkeit zu berücksichtigen.

Danach nahm der Grad der Größenzunahme ab.

Während der gesamten Dauer des Quellungsversuches von maximal 40 Tagen betrug die Zunahme 18/100mm bis 20/100mm.

Aus dem Verlauf der Graphen (Diagramm 1.1. bis 1.4.) ist ersichtlich, daß auch nach 40 Tagen immer noch eine weitere Größenzunahme der Prothesen erfolgte, diese jedoch deutlich geringer war wie zu Anfang; in einem Fall war die Steigung des Graphen in der Schluphase des Versuchs negativ (Diagramm 1.1), was auf eine Gleichgewichtseinstellung mit temporärer Umkehrung des Quellungsverhaltens schließen läßt.

Die mittelharten Prothesen (Diagramm 1.5., 1.6. und 1.7.) hatten nach 7 Tagen um 7/100mm im Halbmesser zugenommen. Die Zunahme danach lag während der sich anschließenden 5 Tage innerhalb der Meßgenauigkeit; auch hier war aus der Steigung des Graphen eine Tendenz zu einer geringen weiteren Zunahme zu erkennen.

Die weichen Implantate wurden während der ersten 12 Tage um 11/100mm bis 16/100mm dicker, wobei die Streuung gleichmäßig um den Mittelwert dieser beiden erfolgte. Nach maximal 35 Tagen hatten die weichen Prothesen um 18/100mm bis 22/100mm zugenommen. Eine Tendenz zur weiteren Quellung bestand, wenn auch mit geringerer Steigung (Diagramm 1.8. bis 1.11.).

Der Vergleich der Graphen 1.1. bis 1.11. zeigt, daß die Größenzunahme aller untersuchten Prothesen während der ersten vier Tage gleich bzw. ihre Abweichung innerhalb der Meßgenauigkeit war; mit einer Ausnahme gilt dies sogar noch nach sieben Tagen. Erst nach diesem Zeitraum begannen die Graphen zu divergieren, die der harten Prothesen jedoch von denen der weichen Prothesen nur geringfügig über das Intervall der Meßgenauigkeit hinausgehend. Lediglich die Graphen der mittelharten Prothesen knickten nach einer Woche ab und verliefen flacher.

Bei allen Prothesen erfolgte die Quellung gleichmäßig über die Oberfläche verteilt. Dies ergibt sich aus der Betrachtung der Größenzunahme der Implantate in den verschiedenen Teilbereichen; die Unterschiede lagen innerhalb der Meßgenauigkeit (Tab.1.36. bis 1.61.).

Ein Vergleich des Quellverhaltens der Prothesen beim Quellversuch mit dem der Referenzprothesen beim Abriebsversuch, die ja mit wechselnden Lasten gewalkt worden waren, zeigt, daß die harten Prothesen, die beim reinen Quellversuch nach 74 Stunden um etwa $4/100\text{mm}$ im Radius zugenommen hatten, beim Abriebsversuch im selben Zeitraum um nur weniger als $1/100\text{mm}$ dicker geworden waren. Die weichen Prothesen hingegen, die beim Quellungsversuch in 74 Stunden um den selben Wert wie die harten zugenommen hatten, zeigten im Gegensatz zu diesen statt einer durch das Walken verminderten Quellung beim Abriebsversuch eine stark erhöhte von $22/100\text{mm}$.

Die Quelleigenschaften der Silikon-Kautschuk-Prothesen beim Einbringen in einen Synovialflüssigkeitseratz, wobei die harten und die weichen Prothesen ein einander sehr ähnliches Quellverhalten besaßen, von dem die mittelharten sich durch eine geringere Quellungsneigung unterschieden, sowie das stark unterschiedliche Verhalten von harten und weichen Prothesen bei

zusätzlicher mechanischer Belastung lassen folgende Schlüsse zu:

1. Die untersuchten Silikon-Kautschuk-Implantate zeigten eine Schwellung. Ein ähnliches Verhalten ist auch von anderen Silikon-Endoprothesen bekannt und ist dort wie hier lipidbedingt.

2. Die Härte von Silikon-Kautschuk kann durch den Grad der Vernetzung und durch das Einarbeiten von Füllstoffen (Mikrofüller) beeinflußt werden. Beides zeigt Auswirkungen auf die Schwellung beim Einbringen des Materials in Synoviaersatz. Niedriger vernetztes Silikon mit einem geringeren Anteil an Füllstoffen (Prothesen der Qualität "weich") verhielt sich bei zusätzlicher mechanischer Beanspruchung wie ein Schwamm: Sein Quellverhalten wurde, wie bei einem Schwamm durch Zusammendrücken mit der Hand, beschleunigt.

Prothesen mit einem höheren Vernetzungsgrad und höherem Fülleranteil (Qualität "hart") zeigten eine entgegengesetzte Tendenz.

Auch die geringere Schwellneigung der mittelharten Prothesen läßt sich so erklären: Vernetzungsgrad und Fülleranteil beeinflussen das Quellverhalten offenbar verschieden stark. Dadurch kann bei einer Härteänderung durch Änderung des Fülleranteils und bei einer entsprechenden durch Änderung des Vernetzungsgrades ein unterschiedliches Quellverhalten erreicht werden.

3. Die nach einer Implantation von Prothesen aus Silikon im Rahmen einer Resektionsarthroplastik zu erwartende Quellung spielt sich in einer Größenordnung von wenigen Zehntel Millimetern ab. In Relation zu den anderen bei einem Eingriff dieser Art vorgenommenen Veränderungen, wie Resektion des Gelenks und Anpassen und Einsetzen der Silikon-Prothese, ist dieser Einfluß so gering, daß die beschriebene Materialeigenschaft keine negativen Auswirkungen auf die postoperative Gelenkanordnung erwarten läßt.

V.2. Der Elastizitätsversuch

Für die Prothesen der jeweiligen Härte ergaben sich identische Hysteresekurven (Diagramm 2.1.1. bis 2.6.4.).

Die Belastungskurven der Prothese Nr.1 Probe hart glichen sich bei mit der Eindringtiefe zunehmender Steigung des Graphen bei den Geschwindigkeiten 1mm/min, 4mm/min und 2mm/min bis zur Eindringtiefe 1,1mm (Diagramme 2.2.1., 2.2.2., 2.2.3.). Dann nahm die Steigung von Versuch zu Versuch stärker zu, d.h. die Eindringtiefe von 1,5mm wurde bei Prothese Nr.1 Probe bei $v(1)=1\text{mm/min}$ mit einer Belastung von 39N erreicht (2.2.1.), bei $v(2)=4\text{mm/min}$ waren 41N nötig (2.2.2.) und bei $v(3)=2\text{mm/min}$ 42N (2.2.3.). Beim abschließenden Lauf, bei dem wieder die Anfangsgeschwindigkeit $v(1)=v(4)$ gefahren wurde, war der Verlauf des Belastungsgraphen (2.2.4.) von der Eindringtiefe 0,4mm ab linear bis zum Erreichen der maximalen Impression bei der aufgewandten Kraft von 48N. Die für Prothese Nr.1 gültigen Werte lagen jeweils um 1N bis 2N unter den entsprechenden der Prothese Nr.1 Probe; der Verlauf der Graphen ist genau entsprechend (2.1.1. bis 2.1.4.).

Während der einminütigen Pause zwischen Belastung und Entlastung sank bei Prothese Nr.1 Probe hart und Prothese Nr.1 hart die zur Aufrechterhaltung der Eindringtiefe notwendige Kraft bei einer vorausgegangenen Eindringgeschwindigkeit von $v(1)$ um 3N ab (2.2.1. und 2.1.1.), bei $v(2)$ um 4N (2.2.2. und 2.1.2.), bei $v(3)$ um 5N (2.2.3. und 2.1.3.) und bei $v(4)=v(1)$ um 8N (2.2.4. und 2.1.4.).

Die Entlastungskurven von Nr.1 Probe hart (2.2.) und Nr.1 hart (2.1.) hatten alle einen nicht-linearen Verlauf; die Kurven für $v(1)$, $v(2)$ und $v(3)$ waren identisch (2.2.1., 2.2.2., 2.2.3., 2.1.1., 2.1.2., 2.1.3.), die für $v(4)=v(1)$ lag um maximal 3N in der Initialphase der Entlastung darüber.

Die Graphen der mittelharten Prothesen Nr.3 (2.3.1. bis 2.3.4.) und Nr.4 (2.4.1. bis 2.4.4.) besaßen alle einen nicht-linearen Verlauf; die Graphen von Nr.4 lagen dabei um 0,5 N über denen von Nr.3.

Die Steigung nahm mit der Eindringtiefe zu; der maximalen Eindringtiefe entsprach bei Prothese Nr.3 bei $v(1)$ eine Kraft von 15,5N (2.3.1.), bei $v(2)$ von 16N (2.3.2.), bei $v(3)$ von 16,5N (2.3.3.) und bei $v(4)=v(1)$ von 17,5N (2.3.4.). Die Werte für Nr.4 lagen entsprechend um 0,5N darüber (2.4.1. bis 2.4.4.).

Bei Nr.3 und Nr.4 sank die Kraft während der Pause zwischen Belastung und Entlastung bei $v(1)$ um 0,5N (2.3.1. und 2.4.1.), bei $v(2)$ um 1N (2.3.2. und 2.4.2.), bei $v(3)$ um 1,5N (2.3.3. und 2.4.3.) und bei $v(4)=v(1)$ um 2N (2.3.4. und 2.4.4.); die Entlastungskurven glichen sich für $v(1)$, $v(2)$ und $v(3)$, $v(4)=v(1)$ lag um max. 0,5N in der initialen Entlastung darüber.

Die Graphen der weichen Prothesen Nr.5 und Nr.6 besaßen alle einen nicht-linearen Verlauf (2.5.1. bis 2.6.4.), die Graphen von Nr.5 waren identisch mit denen von Nr.6.

Die Steigung bei den weichen Implantaten nahm mit der Eindringtiefe zu; einer maximalen Eindringtiefe entsprach bei $v(1)$ eine Kraft von 6N (2.5.1. und 2.6.1.), bei $v(2)$ von 6,5N (2.5.2. und 2.6.2.), bei $v(3)$ von 6,5N (2.5.3. und 2.6.3.) und bei $v(4)=v(1)$ von 6,5N (2.5.4. und 2.6.4.).

Während der Pause zwischen Belastung und Entlastung sank bei Nr.3 und Nr.4 die aufzuwendende Kraft bei $v(1)$ um 0,4N (2.5.1. und 2.6.1.), bei $v(2)$ um 0,8N (2.5.2. und 2.6.2.), bei $v(3)$ um 0,8N (2.5.3. und 2.6.3.) und bei $v(4)=v(1)$ um 0,8N (2.5.4. und 2.6.4.); die Entlastungskurven unterschieden sich um max. 0,2N.

Erwartungsgemäß war also zur Kompression der Silikon-Prothesen

bis zur Eindringtiefe 1,5mm bei den harten Prothesen eine größere Kraft notwendig als bei den mittelharten, welche wiederum mehr Kraft erforderten als die weichen.

Der hystereseförmige Verlauf der Belastungs-Entlastungskurve ist durch das Absinken der aufzuwendenden Kraft in der Pause zwischen Belastungs- und Entlastungsphase begründet.

Das Absinken der Kraft ist auf das Fließverhalten zurückzuführen, das Silikon-Gummis zeigen ist. Wie aus den Graphen ersichtlich, ist das Fließverhalten von der Belastung abhängig: je höher die Kraft, mit der die Prothesen belastet waren, um so mehr gaben sie der Belastung nach und um so mehr sank die Kraft in dem Intervall konstanter Eindringtiefe ab.

Auffallend war das Verhalten der Implantate bei Be- und Entlastung mit verschiedenen Geschwindigkeiten. Die Prothesen wurden zuerst mit $v(1)=1\text{mm/min}$, dann mit $v(2)=4\text{mm/min}$, dann mit $v(3)=2\text{mm/min}$ und abschließend mit $v(4)=v(1)=1\text{mm/min}$ belastet. Wäre das Elastizitätsverhalten von der Geschwindigkeit abhängig, so hätten die ersten beiden Graphen in den jeweiligen Härten am konträrsten ausfallen müssen, da dort mit der niedrigsten und der höchsten Geschwindigkeit gearbeitet wurde. Die Kurven für $v(3)$ hätten sich zwischen die von $v(1)$ und $v(2)$ einordnen und die von $v(4)$ deckungsgleich mit der von $v(1)$ sein müssen, da $v(1) < v(3) < v(2)$ und $v(4)=v(1)$. Dies war jedoch nicht der Fall, vielmehr ging die Änderung des Verlaufs der Graphen von $v(1)$ über $v(2)$ über $v(3)$ zu $v(4)=v(1)$. Das heißt, die beiden konträrsten Graphen kamen durch Belastung mit ein und derselben Eindringgeschwindigkeit zustande, wobei die zum Erreichen der maximalen Eindringtiefe nötige Kraft von mal zu mal größer wurde. Das Elastizitätsverhalten der Silikon-Prothesen wurde also nicht durch die Geschwindigkeit der Kompression beeinflusst, sondern vielmehr durch die wiederholte Kompression. Der Silikon-Kautschuk wurde dabei vorgespannt, da in der Pause nach der Entlastungs-

phase nicht alle im Silikon auftretenden Spannungen sich ausgleichen konnten. Als Folge daraus lag die Steigung eines Graphen zwischen der Anfangs- und der Schlußsteigung des vorausgehenden, und die Kraft zum Erreichen der maximalen Eindringtiefe mußte größer werden. An die Schlußbelastung mit höherer Kraft schloß sich in der Pause durch das Fließverhalten ein größerer Abfall der Kraft an als beim vorausgehenden Versuch, in der Entlastungsphase folgte dann ein zunächst steilerer Abfall, der aber wieder auf die vorausgegangene höhere Belastung zurückzuführen ist. Nach kurzem Verlauf glichen sich alle Belastungskurven der entsprechenden Härte. Auch hier galt also, daß keine Abhängigkeit von der gefahrenen Geschwindigkeit bestand, sondern von der Anzahl der durchgeführten Versuche bzw. ihrem zeitlichen Abstand und der damit aufgebauten Spannung.

V.3. Der Abriebsversuch

Der Abriebsversuch erstreckte sich über eine Dauer von 74,5 Stunden bei einer Laufgeschwindigkeit von 46 Umdrehungen des Antriebsmotors pro Minute. Das entspricht 205.620 vollen Umdrehungen, wobei die Oberfläche der untersuchten Prothese 411.430 mal vollständig überstrichen wurde. Nach 58 Stunden bzw. 160.80 vollen Umdrehungen wurde der Versuch unterbrochen und Prothese Nr.6 weich vermessen, da diese vorübergehend mit insuffizienter Schmierung gelaufen war.

Bei Versuchsende hatte die Referenzprothese Nr.2 hart (Tab.3.16) im Außenbereich durchschnittlich nicht meßbar zugenommen, im Zwischenbereich um 16/1000mm und im Mittelbereich um 11/1000mm, woraus sich eine durchschnittliche Zunahme von 7/1000mm ergab. Bei diesen und allen folgenden Werten ist die Meßgenauigkeit von +1/100mm zu berücksichtigen.

Die durchschnittliche Größenänderung der harten Implantate betrug bei Prothese Nr.1 Probe (Tab.3.14.) nach Versuchsende im Außenbereich 3/1000mm Zunahme, im Zwischenbereich 1/1000mm Abnahme, im Mittelbereich 7/1000mm Zunahme und somit 2/1000mm Zunahme über alles; bei Prothese Nr.1 (Tab.3.15.) 15/1000mm Abnahme im Außenbereich, 23/1000mm im Zwischenbereich, 20/1000mm im Mittelbereich und 19/1000mm insgesamt.

Setzt man die Größenänderung der harten Referenzprothese (3.16.) dazu in Bezug, so erhält man den tatsächlich erfolgten Abrieb. Dieser betrug bei Prothese Nr.1 Probe hart im Außenbereich 3/1000mm Zunahme, im Zwischenbereich 17/1000mm Abrieb, im Mittelbereich 4/1000mm Abrieb und über alles 5/1000mm Abrieb; bei Prothese Nr.1 hart ergab sich ein Abrieb von 15/1000mm im Außenbereich, von 38/1000mm im Zwischenbereich, von 32/1000mm im Mittelbereich und von 25/1000mm an der gesamten Oberfläche (Diagramm 3.1.).

Die Referenzprothese Nr.2 Probe weich (Tab.3.20.) zeigte eine durchschnittliche Zunahme von 21/100mm im Außenbereich, von 23/100mm im Zwischenbereich, von 25/100mm im Mittelbereich und somit von 22/100mm insgesamt.

Die durchschnittliche Größenabnahme der weichen Implantate betrug bei Prothese Nr.5 weich (Tab.3.17.) nach Versuchsende 9/100mm im Außenbereich, 6/100mm im Zwischenbereich, 6/100mm im Mittelbereich und 7/100mm über alles. Prothese Nr.6 weich hatte zum Zeitpunkt der Zwischenvermessung (Tab.3.18.) im Außenbereich sich nicht über die Meßgenauigkeit hinausgehend verändert, im Zwischenbereich um 10/100mm abgenommen, im Mittelbereich um ebenfalls 10/100mm und 4/100mm im Durchschnitt über alles; die zentralen Bereiche waren durch die ungenügende Schmierung also stärker in Mitleidenschaft gezogen. Nach Versuchsende (Tab.3.19.) zeigte Prothese Nr.6 eine Größenabnahme von 1/100mm im Außenbereich, von 11/100mm im Zwischenbereich, von 13/100mm im Mittelbereich und von 6/100mm über alles.

Bei Berücksichtigung der Referenzprothese (3.20.) ergab sich ein tatsächlicher Abrieb bei Nr.5 weich von 30/100mm im Außenbereich, von 29/100mm im Zwischenbereich, von 31/100mm im Mittelbereich und von 30/100mm über alles, bei Nr.6 weich zum Zeitpunkt der Zwischenvermessung 21/100mm im Außenbereich, 33/100mm im Zwischenbereich, 35/100mm im Mittelbereich und 27/100mm über alles, nach Versuchsende 22/100mm im Außenbereich, 34/100mm im Zwischenbereich, 38/100mm im Mittelbereich und 28/100mm über alles (Diagramm 3.2.).

Die Referenzprothesen nahmen beim Abriebsversuch im Mittelbereich stärker zu als im Zwischenbereich und im Außenbereich. Der Mittelbereich war derjenige, der im Versuch kräftemäßig am geringsten belastet wurde. Der Vorgang der Quellung der Silikon-Prothesen beim Einbringen in Synoviaersatz war durch die erhöhte Kompression im Randbereich in der Größenordnung von 2/100mm bis

3/100mm umkehrbar, geht die Quellung darüber hinaus, so überwiegt sie.

Der tatsächliche Abrieb war bei beiden Härten am größten im Mittel- und im Zwischenbereich, obwohl die Anpreßkraft am Rand größer war. Mittel- und Zwischenbereich wurden bei der Bewegung von jedem Punkt des Knochenlagers überstrichen, in den Randbereichen war das, durch die Umkehr der Bewegung bedingt, nicht der Fall, also erfolgte dort auch trotz größerer Anpreßkraft der kleinere Abrieb. Absolut war der Abrieb bei den weichen Implantaten zehn mal so hoch wie bei den harten. Die weichen Prothesen waren anfälliger gegen Beschädigung der Oberfläche durch scharfe Kanten, die bei der Bereitung des knöchernen Gegenlagers entstanden waren. Dadurch entstanden deutliche Kratzspuren auf den Prothesen, die bei Nr.6 weich durch die zeitweilig insuffiziente Schmierung noch deutlicher hervortraten. Eine Reduktion des Abriebs könnte sicherlich erreicht werden durch größte Sorgfalt bei der Präparation des Knochenlagers; dies würde Kratzer auf der Prothesenoberfläche vermeiden helfen und damit weniger Angriffspunkte für abrasive Vorgänge bieten. Eine vermehrte Anfälligkeit bei der Verwendung der weichen Prothesen bleibt trotzdem zu erwarten und läßt zur Verwendung der härteren Ausführungen raten, zumal die Knochenlager durch letztere über die Dauer des Versuchs nicht stärker in Anspruch genommen zu sein schienen.

Die aus Quellung und Abrieb resultierende Größenänderung war bei Prothese Nr.1 hart im Bereich kleiner 1/100mm. Dieses Implantat wies vor und nach dem Versuch eine optisch unveränderte glatte Oberfläche auf. Prothese Nr.1 hart hatte um 2/100mm mehr abgenommen, ihre Oberfläche war zu Beginn des Versuches nicht optimal glatt und unversehrt gewesen, was wieder darauf hinweist, wie wichtig es ist, daß die Prothesenoberfläche vor, während und nach der Implantation nicht beschädigt wird. Eine negative Beeinflussung des postoperativen Verlaufs ist bei

Größenänderungen dieser Ordnung nicht zu erwarten, da sie vernachlässigbar klein sind.

Die gesamte Größenabnahme der weichen Implantate war mit einer Größenordnung von 6/100mm bis 7/100mm immer noch als durchaus gering zu bezeichnen, zumal ein noch besseres Ergebnis bei Anwendung größerer Sorgfalt zu erwarten ist. Scharfe Knochenkanten und zeitweise insuffiziente Schmierung führten zu einer Beeinträchtigung, wiesen aber deutlich auf die Wichtigkeit einer ausreichenden Schmierung sowie einer unbeschädigten Prothesenoberfläche und die Möglichkeit ihrer Beschädigung post implantationem hin.

VI. Zusammenfassung

Thema der Arbeit waren Materialprüfversuche an Silikon-Endoprothesen zur Anwendung bei der Resektionsarthroplastik der Hand.

Die untersuchten Prothesen zeigten beim Einbringen in Synoviaersatz ein nach ihrer Härte unterschiedliches Quellverhalten, das vom Grad der Vernetzung und vom Füllkörpergehalt des Silikons abhing. Eine Beeinflussung der postoperativen Gelenkanordnung ist aufgrund der geringen Ausdehnung nicht zu erwarten.

Die elastischen Eigenschaften der Prothesen waren bei Kompression variabel. Ausschlaggebend war dabei nicht die Geschwindigkeit der Kompression, sondern der zeitliche Abstand bzw. die Wiederholung der Belastung.

Bei Artikulation der Silikon-Prothesen gegen gefräste Knochenlager abradierete die weiche Qualität stärker als die harte. Eine glatte Prothesenoberfläche und ausreichende Schmierung tragen dazu bei, den Abrieb so klein wie möglich zu halten, weswegen auch scharfe Knochenkanten bei der Präparation des Gegenlagers zu vermeiden sind. Bei entsprechendem Vorgehen steht zu erwarten, daß sich die Größenänderungen durch Abrasion und Quellung gegenseitig aufheben.

VII. Literaturverzeichnis

1. APTEKAR, R.G.; DAVIE, J.N.; CATTELL, H.S.:
Foreign body reaction to silicone rubber.
Cli. Orthop. 98: 231, 1974.
2. SACKDAHL, M.:
Hand surgery in rheumatoid arthritis.
Mod. Trends Plast. Surg. 2: 195-213, 1966.
3. BATEMAN, F.J.A.:
Silicone barrier cream in prevention of bed sores.
Brit. Med. J. 554, 1956.
4. BECKENBACH, R.D.; DOBYS, J.H.; LINSCHIED, R.L.; BRYAN, R.S.:
Review and analysis in silicone rubber metacarpophalangeal
implants.
J. Bone Jt. Surg. 58 A: 483, 1976.
5. BRAILEY, S.:
The chemistry and properties of the medical grade silicones.
J. Macromol. Sci.-Chem. A-4: 529, 1970.
6. BRAHNON, E.W. and KLEIN, G.:
Experiences with finger joint prothesis.
J. Bone Joint Surg. 41-A: 87-102, 1959.
7. BRUSCA, D.D.:
The use of silicone spray on the skin of bedridden patients.
N.Y. State J. Med. 56: 894, 1956.
8. BURMAN, M.S.:
Vitalium coc arthroplasty of metacarpophalangeal and
interphalangeal joints of the fingers.

Bull. Hosp. Joint Dis 1: 79-89, 1940.

9. CALNAN, J.S. and REIS, N.D.:
The development and use of an artificial finger joint for
rheumatoid arthritis.
Biomed. Eng. 3: 314-319, 1968.
10. CARTER, B.N.; SHERMAN, R.T.:
Dimethicone (silicone) skin protection in surgical
patients.
Arch. Surg. 75: 116, 1957.
11. CHILD, G.P.; PAQUIN, H.Q.; DEICHMANN, W.B.:
Chronic toxicity of the methylpolysiloxane "DC Antifoam A" in
Dogs.
A. M. A. Arch. and Hyg. and Occup. Med. 3: 479, 1951.
12. COBEY, M.C. and WHITE, R.K.:
An operation for non-union of fractures of the carpal
navicular.
J. Bone Joint Surg. 45-A: 1321-1322, 1963.
13. DOMANSKIS, E.J.; OWSLEY, J.Q.:
Histological investigation of the etiology of the capsule
contracture following augmentation mammoplasty.
Plast. Reconstr. Surg. 58: 689, 1976.
14. FELDMEIER, C.:
Gelenkflächenersatz mit Silikonkautschuk.
Zuckschwerdt Verlag, München, Bern, Wien 1983.
15. FLATT, A.E.:
The prosthetic replacement of rheumatoid finger joints.
Rheumatism 16: 90-97, 1960.

16. FOWLER, S.B. and RIORDAN, D.C.:
Surgical treatment of rheumatoid deformities of the hand.
J. Bone Joint Surg. 40-A: 1431-1432, 1958.
17. FRAZER, A.C.:
Zit. nach McGregor (1977).
18. FRISCH, E.:
Functional considerations in implant design.
Reprinted from Medical Device & Diagnostic Industry, (Dow
Corning) 1981.
19. GIANELLI, S.; MOLTHAN, M.F.; BEST, R.J.; DULL, J.A.; KIRBY, C.K.:
The effects produced by various types of pump-oxygenators
during two-hour partial infusion in dogs.
J. Thorac. Surg. 34: 563, 1957.
20. GUDMUNSSON, G.; ROBERTSSON, K.:
Silastic arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint.
Acta Orthop. Scand. 51: 575, 1980.
21. JARMECKE, H.:
Silicones in the prophylaxis and therapeutic of industrial
dermatoses.
Dtsch. Med. Wschr. 80: 755, 1955.
22. KENNEL von, J.:
Dermatological cosmetic (knowledge) in the service of
preventive medicine.
Kosmet. Mschr. 1: 7, 1952.
23. KLEIN, G.:
Arthroplasty of a metacarpophalangeal joint by a metal hinge.
Am. Surg. 24: 562-566, 1958.

24. LILLA, J.A.; VISTNES, L.M.:
Long-term studies of reactions to various silicone breast implants in rabbits.
Plast. Reconstr. Surg. 57: 637, 1976.
25. MC GREGOR, R.R.:
Toxicology of the silicones.
Reprinted from The Bulletin, Dow Corning Center for Aid to Medical Research, Vol.II., No.4, 1977.
26. MURPHY, J.B.:
Author's note
Ann. Surg. 57: 593-647, 1913.
27. NIEBAUER, J.J.; SHAW, J.L. and DOREN, W.W.:
The silicone-Dacron hinge prosthesis: design, evaluation and application.
J. Bone Joint Surg. 50-A: 634, 1968.
28. PARE, A.:
In Malgaigne, J.-F.:
Oeuvres complètes d'Ambroise Paré.
Paris 1840.
29. PAUL, J.; POVER, W.F.R.:
The failure of absorption of DC silicone fluid 703 from the gastrointestinal tract of rats.
Brit. J. Ind. Med. 17: 149, 1953.
30. POLEMANN, G.; FROITZHEIM, G.:
Investigations by means of animal experiments on the biological compatibility of silicones.
Arzneimittelforschung 3: 457, 1953.

31. REED, W.A.; KITTLE, C.F.:
Observations on toxicity and use of antifoam A.
Arch. Surg. 78: 220, 1959.
32. REES, T.D.; BALLANTYNE, D.L.; SEIDMAN, N.; HAWTHORNE, G.A.:
Visceral response of subcutaneous und intraperitoneal
injections of silicone in mice.
Plast. Reconstr. Surg. 39: 402, 1967.
33. RIGDON, R.H.:
Tissue reactions to foreign materials.
Crit. Rev. Toxicol. 3: 435, 1975.
34. ROCHOW, E.G.:
An introduction to the chemistry of silicones.
John Wiley & Sons Inc., New York, 1951.
- 34.a. ROGOVIC-FEIST, A.:
Konstruktion und Erstellung einer Maschine zur Erzeugung von
Abrieb an Implantaten zur Resektionsarthroplastik (in
Arbeit).
Pers. Komm. 1983.
35. ROWE, V.K.; SPENCER, H.S.; BASS, S.L.:
Toxicologic studies on certain commercial silicones. Two
years of dietary feeding of DC Antifoam A to rats.
Arch. Ind. Hyg. and Occup. Med. 1: 539, 1950.
36. SEMLITSCH, M.; VOGEL, A.; WILLERT, H.G.:
Kombination moderner Mikroanalysemethoden zur Untersuchung
von Gelenkendoprothesenabrieb im Bindegewebe der Gelenkkapsel.
Med.-Markt/Acta Mediotecnika 19, 6 (1971). Med.-Markt/Acta
Mediotecnika 19, 7 (1971).

37. SMITH-PETERSON, M.N.; AUFRANC, O.E.; LARSON, C.B.:
Useful surgical procedures for rheumatoid arthritis involving
joints of the upper extremity.
Arch. Surg. 46: 764-770, 1943.
38. SUSKIND, R.R.:
The present status of silicone protective creams.
Ind. Med. Surg. 9: 413, 1955.
39. SWANSON, A.B.:
A flexible implant for replacement of arthritic or destroyed
joints in the hand.
N.Y. Univ. Inter-Clin. Inform. Bull. 6: 16-19, 1966.
40. SWANSON, A.B.:
Flexible implant resection arthroplasty.
Hand 4: 119, 1972.
41. SWANSON, A.B.:
Flexible implant resection arthroplasty in the hand and
extremities.
Mosby, St. Louis, 1973.
42. SWANSON, J.W.; LEBEAN, J.E.:
The effect of implantation on the physical properties of
silicone rubber.
J. Biomed. Mater. Res. 8: 357, 1974.
43. SWANSON, S.A.V.; FREEMAN, M.A.R.:
Die wissenschaftlichen Grundlagen des Gelenkersatzes.
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1979.
44. TALBOT, J.R.; MC GREGOR, J.K.; CROWE, F.W.:
The use of "Silicone" as a skin protectant.
J. Invest. Dermatol. 17: 125, 1951.

45. TALCOTT, T.D.; STARK, F.O.; BRALEY, S.A.; FRISCH, E.E.:
Medizinische Silikone für die rekonstruktive Chirurgie.
Referat anlässlich des 6. Internationalen Symposiums über Bio-
Materialien, 20.-24. April 1974, Clemson Universität, England.
46. TUPPER, J.W.:
in Swanson, A.B.:
Flexible implant resection arthroplasty in the hand and
extremities.
Mosby, St. Louis, 1973.
47. VAINIO, K. and PULKKI, T.:
Surgical treatment of arthritis mutilans.
Ann. Chir. Gynaec. Fenn. 48: 361-368, 1959.
48. WEIGERT, M.; GRONERT, H.J.:
Silikon-Kautschuk in der Handchirurgie.
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 73-B: 189, 1972.
49. WIFLINGSEDER, H.G.; PROBST, A.; MIKUZ, G.:
Constrictive fibrosis following silicone implants in mammary
augmentation.
Chir. Plastica 2: 215, 1974.
50. WILLERT, H.G.; SEMLITSCH, M.; BUCHHORN, G.; KRIETE, U.:
Materialverschleiß und Gewebereaktion bei künstlichen
Gelenken.
Orthop. 7: 1978.
51. WILLERT, H.G.; BUCHHORN, G.; SEMLITSCH, M.:
Die Reaktion des Gewebes auf Verschleißprodukte von Gelenk-
Endoprothesen der oberen Extremität.
Orthop. 9: 94, 1980.

52. WOOD, R.A.B.; HUGHES, L.E.:

Silicone foam sponge for pilonidal sinus: A new technique for dressing open granulating wounds.

Brit. Med. J. 131, 1975.

Lebenslauf

Name: Mangstl

Vorname: Wolfgang

Geburtsdatum: 13. September 1959

Geburtsort: München

Name des Vaters: Karl Mangstl

Name der Mutter: Maria Mangstl, geb. Niedermeier

Grundschule: Haidenhofschule in Passau
vom Herbst 1965 bis zum Sommer 1968
St.-Anton-Schule in Passau
vom Herbst 1968 bis zum Sommer 1969

Gymnasium: Adalbert-Stifter-Gymnasium in Passau
vom Herbst 1969 bis zum Sommer 1978
Abitur im Sommer 1978

Universität: Technische Universität München
Studium der Elektrotechnik im
Wintersemester 1978/1979

Ludwig-Maximilians-Universität München
Studium der Zahnheilkunde vom Sommer-
semester 1979 bis zum Wintersemester
1983/1984.
Staatsexamen in der Zahnheilkunde im
Juni 1984 erfolgreich abgeschlossen

Wehrdienst:

Seit Juli 1984 Grundwehrdienst in der
Zahnarztgruppe 614/1 in Passau

Ich möchte mich bei Herrn Priv. Doz. Dr. Feldmeier bedanken für die Überlassung des Themas.

Bedanken möchte ich mich außerdem bei

- ... meinem Freund und Kollegen Toni Rogovic-Feist für die gute Zusammenarbeit bei der Erstellung dieser Arbeit.
- ... Herrn Dr. med. Schuck für die Überlassung der Präparate.
- ... Herrn Dr. rer. nat. Brunner und Dr. Ing. Loetsch für die freundliche Unterstützung bei der Durchführung der Elastizitätsversuche.
- ... Herrn Feinmechanikermeister Werner Öllerer und seinen Kollegen für die perfekte Anfertigung der benötigten Teile.
- ... meinem Freund cand. ing. Hermann Straßer für die übersichtliche Darstellung der Tabellen.
- ... meinem Freund Dipl. Ing. Peter Busch für seinen unermüdlichen Einsatz mit dem Textverarbeitungssystem.

